

TUGAS AKHIR - TE141599

**KONTROL KECEPATAN DAN INKLINASI PADA
TREADMILL BERDASARKAN DATA
KARDIOVASKULAR**

Mufiedah
NRP 2211 100 182

Dosen Pembimbing
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

JURUSAN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2016

FINAL PROJECT - TE 141599

*SPEED AND INCLINATION CONTROL OF TREADMILL BASED
ON CARDIOVASCULAR DATA*

Mufiedah
NRP 2211100182

Advisor
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ELECTRICAL ENGINEERING DEPARTMENT
Faculty of Industry Technology
Sepuluh Nopember Institute of Technology
Surabaya 2016

**KONTROL KECEPATAN DAN INKLINASI PADA
TREADMILL BERDASARKAN DATA
KARDIOVASKULAR**

TUGAS AKHIR

**Diajukan Guna Memenuhi Sebagian Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
Pada
Bidang Studi Elektronika
Jurusan Teknik Elektro
Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

Menyetujui:

Dosen Pembimbing,

Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
NIP. 197103141997021001



ABSTRAK

Kontrol Kecepatan dan Inklinasi pada *Treadmill* Berdasarkan Data Kardiovaskular

Mufiedah
2211100182

Dosen Pembimbing : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

Abstrak

Dalam berolahraga ada fase-fase yang harus dilakukan, yaitu fase pemanasan, fase proses olahraga itu sendiri, serta fase pendinginan. Pada kenyataannya sering kali fase-fase ini dilewatkan. Berdasarkan anjuran dari produsen *treadmill* KETTLER RUN 11 serta dengan bantuan Karvonen Formula, diciptakan sistem untuk menentukan beban latihan saat berolahraga lari berdasarkan kebutuhan tiap-tiap individu. Karvonen Formula merupakan suatu rumus atau formula yang dipergunakan untuk menghitung nilai *heart rate* minimal dan nilai *heart rate* maksimal seseorang. Dalam perhitungannya dibutuhkan informasi usia, jenis kelamin, nilai *resting heart rate*, serta level intensitas olahraga yang diinginkan dari individu yang akan dihitung nilai *heart rate* minimal dan maksimalnya. Pada saat sistem dijalankan, 3 buah elektroda yang terpasang pada dada disambungkan ke ECG *Wireless* untuk kegiatan monitoring. Pengambilan data dilakukan pada 15 subyek dimana 9 diantaranya perempuan. Setiap subyek berlari menggunakan *treadmill* yang telah dipasang sistem kontrol dan aktivitas kelistrikan jantungnya dipantau melalui ECG *Wireless* yang mengirimkan data tersebut ke laptop. Dari 15 subyek yang diambil datanya menunjukkan kenaikan nilai *heart rate* yang stabil ketika menjalankan fase pemanasan dan fase proses. Sedangkan pada fase pendinginan mengalami penurunan yang juga stabil hanya saja nilai penurunannya lebih tajam dibanding kenaikannya. Pada saat pengambilan data terdapat 5 subyek yang menyatakan tidak sanggup mengikuti sistem sampai akhir, yaitu 3 subyek perempuan dan 2 subyek laki-laki. Untuk pengembangan berikutnya diharapkan adanya penambahan parameter penentu kelelahan.

Kata kunci: ECG, *treadmill*, Karvonen Formula.

ABSTRACT

Speed and Inclination Control of Treadmill Based on Cardiovascular Data

Mufiedah
2211100182

Advisor 1 : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

Abstract

While doing sports or exercise there are several rules that you have to follow in order to avoid hurting yourself. Before you start working out, you have to warm up your body. After warming up your body, you may do your exercise. As important as warm up, you have to cool down your body before you completely stop the exercise. In reality we often skip warm up and cool down, it is not good for our body. We might hurt ourselves. Based on advice from treadmill manufacturer, KETTLER, and also using Karvonen Formula as rules a new system is created. This system controlling speed and inclination of treadmill based on certain needs of each person. Karvonen Formula is a formula to determine people's maximum and minimum heart rate values. In order to use Karvonen Formula, several information are needed. These informations are age, gender, heart resting value, and which exercise intensity that user wants. While the system running, user will use 3 electrodes on their chest. Those electrodes are connected by wire to ECG Wireless for monitoring reason. This experiment included 15 person, 9 were females, were showing the increasing value of heart rate while warm up and decreasing value of heart rate while cool down. The changes of heart rate value are stable and good. While doing this experiment, 5 out of 15 people gave up in the middle of exercise. They're claimed that they're not able to finish the exercise. They were 3 females. As for the further research, this system need another parameter to determine user's state of fatigue.

Keyword: ECG, Treadmill, Karvonen Formula.

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, puji dan syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT. Karena berkat rahmat dan kasih sayang-Nya penulis dapat menyelesaikan laporan tugas akhir ini. Tak lupa Sholawat serta salam penulis curahkan kepada junjungan kita Nabi Muhammad SAW. Penulis sadar bahwa dengan tanpa adanya bantuan dari pihak lain penulis tidak dapat menyelesaikan tugas akhir ini. Dengan segala hormat dan rasa rendah diri penulis mengucapkan terima kasih kepada :

1. Tuhan Yang Maha Esa (Allah SWT)
2. Ibu (Hidayani) dan Ayah (Abdul Hadi Jamal) serta kakak-kakak yang sudah memberikan dukungan secara penuh baik moril ataupun materil
3. Dosen pembimbing. Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng. atas segala waktunya untuk membimbing penulis agar dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini.
4. Ketua Jurusan Teknik Elektro, dan seluruh dosen Jurusan Teknik Elektro, utamanya bidang studi Elektronika Biomedika.
5. Septy Dewi K. dan Nurul Fitri yang senantiasa rela mendukung, memberikan semangat, dan membantu beberapa aspek pengerjaan Tugas Akhir ini.
6. Ekal, Farid, Didi, Edward, Mba Anita, Mba Dina, Mba Mawar, Mba Vinda serta Mba Nada rekan-rekan lab B205 yang sudah membantu dalam pengerjaan Tugas Akhir ini.
7. Irwin dan Reza yang sudah sabar mengajari dan menunggu penulis untuk menyelesaikan Tugas Akhir.
8. TMU17 dan CIWI ELVN atas dukungannya yang tiada henti.
9. Rekan-rekan E-51 yang senantiasa mendukung pencarian informasi dan literatur Tugas Akhir ini.

Penulis menyadari bahwa Tugas Akhir ini masih memiliki banyak kekurangan. Sehingga dengan kerendahan hati, penulis mengharapkan kritik dan saran dari pembaca untuk perbaikan ke depannya.

Surabaya, Desember 2015



DAFTAR ISI

	HALAMAN
LEMBAR PENGESAHAN	i
ABSTRAK	iii
ABSTRACT	v
KATA PENGANTAR	vii
DAFTAR ISI	ix
DAFTAR GAMBAR	xi
DAFTAR TABEL	xvii
 BAB 1 PENDAHULUAN	 1
1.1 Latar Belakang.....	2
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah.....	2
1.4 Tujuan.....	2
1.5 Metodologi.....	2
1.5.1 Studi Literatur.....	2
1.5.2 Perancangan Perangkat Keras.....	3
1.5.3 Perancangan Perangkat Lunak.....	3
1.5.4 Pengujian Sistem.....	3
1.5.5 Penulisan Laporan Tugas Akhir.....	3
1.6 Sistematika Penulisan.....	3
1.7 Relevansi.....	4
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI	5
2.1 Jantung dan Sinyalnya.....	5
2.1.1 Dasar Anatomi Jantung.....	5
2.1.2 Siklus Kelistrikan pada Jantung.....	9
2.1.3 Sinyal Jantung.....	11
2.2 <i>Heart Rate Training Zone</i>	12
2.2.1 Karvonen Formula.....	13
2.3 ECG <i>Wireless</i> Berbasis Mikrokontroler ARM.....	15
2.3.1 Instrumentasi Sinyal Jantung.....	15
2.3.1.1 <i>Instrumentation Amplifier</i>	16
2.3.1.2 Rangkaian Penjumlah Tak Membalik (<i>Adder</i>).....	20
2.3.1.3 <i>Low Pass Filter</i>	21
2.3.1.4 <i>High Pass Filter</i>	24

2.3.1.5	<i>Band Stop Filter</i>	26
2.3.1.6	Filter Sinyal Waktu Diskrit	31
2.3.2	Mikrokontroler STM32F429	33
2.3.3	<i>Bluetooth</i> HC-05	35
2.4	Modul Kontrol	41
2.4.1	Mikrokontroler STM32F407	41
2.4.2	LCD <i>Character</i> 20x4	44
2.4.3	IC PC817	45
BAB 3 PERANCANGAN SISTEM		47
3.1	Perancangan Perangkat Elektronik	48
3.1.1	<i>ECG Wireless</i>	48
3.1.1.1	<i>ECG Instrumentation</i>	50
3.1.1.2	Akuisisi Data dan Pengolahan Sinyal	55
3.1.1.3	Komunikasi <i>Bluetooth</i>	56
3.1.2	Modul Kontrol Pada <i>Treadmill</i>	62
3.1.2.1	Bagian Penerima Data	63
3.1.2.2	Mikrokontroler STM32F407	64
3.1.2.3	Rangkaian <i>Photocoupler</i>	69
3.2	Rancangan Perangkat Lunak	70
3.2.1	Perangkat Lunak Pada <i>ECG Wireless</i>	70
3.2.2	Perangkat Lunak Pada Sistem Kontrol <i>Treadmill</i>	77
BAB 4 HASIL DAN ANALISA		79
4.1	Pengujian dan Analisa Perangkat Elektronik	79
4.1.1	Pengujian dan Analisa Penguat Instrumentasi	79
4.1.2	Pengujian dan Analisa Rangkaian Filter	82
4.1.2.1	<i>Low Pass Filter</i>	82
4.1.2.2	<i>High Pass Filter</i>	85
4.1.2.3	<i>Band Stop Filter</i>	87
4.1.2.4	Pengujian dan Analisa Rangkaian Penjumlah	89
4.2	Pengujian dan Analisa Perangkat Lunak	90
4.2.1	Pengujian dan Analisa Sampling	90
4.2.2	Pengujian dan Analisa Durasi Pengolahan Sinyal Digital dalam ARM	92
4.2.3	Pengujian Algoritma <i>QRS Detector</i>	94
4.3	Pengujian Algoritma <i>Heart Rate Training Zone</i>	96

BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN	101
5.1 Kesimpulan	101
5.2 Saran	101
DAFTAR PUSTAKA	103
LAMPIRAN	105
BIODATA PENULIS	107



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Posisi jantung dalam tubuh[3].....	5
Gambar 2.2	Anatomi jantung[3].....	6
Gambar 2.3	Proses kontraksi pada jantung manusia[1].....	8
Gambar 2.4	Siklus jantung[3].....	9
Gambar 2.5	Fase penyebaran impuls pada jantung[3].....	11
Gambar 2.6	Sinyal P,Q,R,S,T[3].....	12
Gambar 2.7	<i>Instrumentation Amplifier</i>	16
Gambar 2.8	Konfigurasi pin AD620 [6].....	18
Gambar 2.9	Schematic IC AD620 [6].....	19
Gambar 2.10	Rangkaian penjumlah tak membalik (<i>Adder</i>).....	20
Gambar 2.11	Rangkaian LPF -40dB/dec.....	22
Gambar 2.12	Rangkaian LPF +40dB/dec.....	24
Gambar 2.13	Rangkaian BSF/Notch Filter.....	31
Gambar 2.14	Blok umum filter digital.....	33
Gambar 2.15	STM32F429[1].....	34
Gambar 2.16	Modul HC05 dengan adapter[1].....	36
Gambar 2.17	Modul Bluetooth HC05[1].....	37
Gambar 2.18	Pin keluaran modul HC05[1].....	39
Gambar 2.19	Pin keluaran modul USB to TTL[1].....	39
Gambar 2.20	Pengaturan role sebagai <i>master</i> atau <i>slave</i> [7].....	40
Gambar 2.21	Pengaturan untuk melihat <i>address</i> [7].....	40
Gambar 2.22	Pengaturan untuk mengetahui koneksi [7].....	40
Gambar 2.23	Pengaturan untuk memasukkan <i>address</i> [7].....	40
Gambar 2.24	Pengaturan untuk menghubungkan <i>Bluetooth</i> [7].....	41
Gambar 2.25	Pengaturan untuk pengecekan koneksi [7].....	41
Gambar 2.26	STM32F407 <i>discovery Board</i> [10].....	42
Gambar 2.27	Blok diagram ADC STM32F4[10].....	43
Gambar 2.28	Nilai tegangan <i>input</i> yang diizinkan [11].....	44
Gambar 2.29	Karakteristik Kelistrikan LCD [11].....	44
Gambar 2.30	Konfigurasi pin LCD [11].....	44
Gambar 2.31	Diagram blok LCD [11].....	44
Gambar 2.32	Bagian-bagian pada IC PC817.....	45
Gambar 3.1	Diagram sistem keseluruhan.....	47
Gambar 3.2	Diagram blok ECG <i>Wireless</i>	49
Gambar 3.3	Konfigurasi pemasangan elektroda.....	49
Gambar 3.4	<i>Board ECG Instrumentation</i>	49
Gambar 3.5	Rangkaian Penguat Instrumentasi.....	50

Gambar 3.6	Rangkaian <i>Low Pass Filter</i>	52
Gambar 3.7	Respon frekuensi LPF dengan frekuensi cut-off 100 Hz.....	52
Gambar 3.8	Rangkaian <i>High Pass Filter</i>	53
Gambar 3.9	Respon frekuensi filter HPF ($f_c = 0.05$ Hz).....	53
Gambar 3.10	Rangkaian <i>Band Stop Filter</i>	54
Gambar 3.11	Respon frekuensi BSF ($f_c = 0.05$ Hz).....	54
Gambar 3.12	Penjumlah tak membalik.....	55
Gambar 3.13	Komunikasi <i>Bluetooth</i> HC05 dengan STM32F429.....	56
Gambar 3.14	Komunikasi <i>Bluetooth</i> HC05 dengan laptop.....	57
Gambar 3.15	Tampilan <i>software</i> Coolterm.....	59
Gambar 3.16	Pengaturan poin 2 dan 3.....	59
Gambar 3.17	Pengaturan poin 4.....	60
Gambar 3.18	Pengaturan poin 5.....	60
Gambar 3.19	<i>Flowchart</i> dari <i>ECG wireless</i>	61
Gambar 3.20	Modul kontrol pada <i>treadmill</i>	62
Gambar 3.21	Diagram blok modul kontrol.....	63
Gambar 3.22	Tampilan pada <i>LCD</i> karakter saat sistem dijalankan.....	63
Gambar 3.23	<i>Membrane keypad matrix 3x4</i>	64
Gambar 3.24	<i>Flowchart</i> modul kontrol pada <i>treadmill</i>	65
Gambar 3.25	<i>Flowchart</i> fase pemanasan.....	66
Gambar 3.26	<i>Flowchart</i> fase proses.....	67
Gambar 3.27	<i>Flowchart</i> fase pendinginan.....	68
Gambar 3.28	Skematik dari rangkaian kontrol.....	69
Gambar 3.29	Pole-zero placement untuk bandpass filter.....	72
Gambar 3.30	Simulasi <i>output</i> dari tahapan algoritma QRS detector.....	76
Gambar 4.1	Rangkaian Pengujian Penguatan Instrumentasi (A) Common mode dan (B) Differential mode.....	80
Gambar 4.2	Hasil Pengujian Penguatan Instrumentasi.....	81
Gambar 4.3	Pengujian rangkaian <i>Low Pass Filter</i>	83
Gambar 4.4	Grafik Pengujian Rangkaian <i>Low Pass Filter</i>	84
Gambar 4.5	Cara Pengujian Rangkaian <i>High Pass Filter</i>	85
Gambar 4.6	Grafik Pengujian <i>High Pass Filter</i>	86
Gambar 4.7	Cara Pengujian <i>Band Stop Filter</i>	87
Gambar 4.8	Grafik Pengujian Rangkaian <i>Band Stop Filter</i>	88
Gambar 4.9	Cara Pengujian Rangkaian Penjumlah.....	89

Gambar 4.10	Cara Pengujian Sampling Sinyal.....	90
Gambar 4.11	Hasil Pengujian Sampling ADC.....	91
Gambar 4.12	Program pada interrupt timer.....	93
Gambar 4.13	Pulsa pada LED ARM.....	93
Gambar 4.14	Hasil Pengujian Algoritma QRS detektor.....	94
Gambar 4.15	Capture Sinyal ECG pada saat heart rate 92 BPM.....	95
Gambar 4.16	Foto subyek dengan berjalan ditreadmill.....	97
Gambar 4.17	Grafik Heart Rate dengan subyek A.....	98
Gambar 4.18	Grafik Heart Rate dengan subyek B.....	99
Gambar 4.19	Grafik Hear Rate dengan subyek C.....	100

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Data batasan <i>heartrate</i> berdasarkan Karvonen Formula.....	14
Tabel 2.2	Keterangan pin-pin dari modul <i>Bluetooth</i> HC05[14].....	37
Tabel 3.1	Karakteristik pembagian level intensitas.....	78
Tabel 4.1	Pengujian <i>Common Mode Rejection Ratio</i>	81
Tabel 4.2	Pengujian Rangkaian <i>Low Pass Filter</i>	83
Tabel 4.3	Pengujian Rangkaian <i>High Pass Filter</i>	85
Tabel 4.2	Pengujian Rangkaian <i>Band Stop Filter</i>	87

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Olahraga merupakan salah satu kebutuhan hidup manusia dalam rangka menjaga kebugaran tubuh. Seiring berjalannya waktu, olahraga yang dulunya dilakukan di luar ruangan serta melibatkan orang banyak, kini tidak seperti itu lagi. Semakin sempitnya lahan yang ada dan minimnya waktu yang ada untuk berolahraga dari masing-masing individu membuat orang. Umumnya berolahraga secara individual dan di dalam ruangan. umumnya mereka pergi ke pusat kebugaran (Fitness Center). Dalam melakukan kegiatan olahraga ada fase-fase yang harus dilakukan, yaitu fase pemanasan, fase proses olahraga itu sendiri, serta fase pendinginan. Pada kenyataannya sering kali ada fase-fase yang terlewatkan, umumnya yang tidak dilakukan adalah fase pemanasan dan fase pendinginan. Sering kali individu berolahraga langsung dengan beban yang berat tidak dari beban ringan lalu dinaikkan secara perlahan. Begitu pula pada saat sudah selesai berolahraga, dari yang tadinya sedang melakukan beban olahraga yang berat lalu tiba-tiba berhenti tanpa ada penurunan berkala. Tentunya ini tidak baik dan bahkan berbahaya bagi tubuh yang bersangkutan.

Karvonen Formula merupakan suatu rumus atau formula yang dipergunakan untuk menghitung nilai *heart rate* minimal dan nilai *heart rate* maksimal seseorang. Dalam perhitungannya dibutuhkan informasi usia, jenis kelamin, nilai *resting heart rate*, serta level intensitas olahraga yang diinginkan dari individu yang akan dihitung nilai *heart rate* minimal dan maksimalnya. Berdasarkan anjuran dari produsen *treadmill* KETTLER RUN 11 serta dengan bantuan Karvonen Formula, diciptakan sistem untuk menentukan beban latihan saat berolahraga berdasarkan kebutuhan tiap-tiap individu. Tugas akhir ini menggunakan ECG berbasis ARM yang sudah menggunakan *bluetooth* sehingga ECG bersifat *wireless*. ECG ini merupakan hasil riset dari tugas akhir terdahulu [1].

1.2. Rumusan Masalah

Bedasarkan latar belakang di atas, dapat dirumuskan beberapa masalah, antara lain :

1. Bagaimana pengolahan data *heart rate* sehingga dapat dikirimkan ke laptop/komputer
2. Bagaimana modul kontrol dapat mengontrol *treadmill* berdasarkan beban latihan yang dibutuhkan subyek.
3. Bagaimana menampilkan data kardiovaskular dari subyek selama subyek berolahraga menggunakan *treadmill*.

1.3. Batasan Masalah

Batasan masalah yang digunakan dalam Tugas Akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Merancang program yang dapat mengolah data *heart rate* dan mengirimkannya ke laptop/komputer.
2. Merancang modul kontrol yang akan dipasangkan pada *treadmill*.
3. Merancang sistem komunikasi antar ECG – PC

1.4. Tujuan

Tujuan yang hendak dicapai pada tugas akhir ini adalah:

1. Mampu mengontrol kecepatan dan inklinasi dari *treadmill* berdasarkan jawaban dari pertanyaan-pertanyaan yang diajukan sebelum sesi olahraga dimulai.
2. Dapat diimplementasikan untuk membiasakan individu mengikuti fase-fase yang ada selama berolahraga.
3. Subyek yang menggunakan sistem ini akan mendapatkan beban latihan yang sesuai dengan kebutuhannya.

1.5. Metodologi

Dalam penyelesaian tugas akhir ini digunakan metodologi sebagai berikut:

1.5.1 Studi Literatur

Pada tahap ini dilakukan pengumpulan referensi-referensi yang berkaitan dalam penulisan tugas akhir. Referensi dapat diambil dari buku-buku, jurnal, dan artikel – artikel dari internet.

1.5.2 Perancangan Perangkat Keras

Modul penerimaan data berupa LCD Character dan keypad membrane. Serta rangkaian kontrol dari STM32F407 ke treadmill berupa rangkaian optocoupler.

1.5.3 Perancangan Perangkat Lunak

Perancangan perangkat lunak untuk membuat sistem dapat berkomunikasi antara PC – rangkaian kontrol dengan kabel untuk kegiatan monitoring, serta ECG – rangkaian kontrol yang terhubung secara wireless dengan menggunakan Bluetooth.

1.5.4 Pengujian Sistem

Proses pengujian sistem dilakukan untuk membuktikan apakah sistem sudah mampu untuk mengontrol kecepatan dan inklinasi dari treadmill menggunakan data heart rate yang didapatkan dari ECG atau belum. Pengujian dilakukan dengan cara melibatkan subjek untuk mencoba sistem yang telah dibuat.

1.5.5 Penulisan Laporan Tugas Akhir

Penulisan laporan merupakan tahap akhir dari proses pengerjaan tugas akhir. Laporan berisikan hal yang berkaitan dengan tugas akhir yang dikerjakan. Meliputi pendahuluan, teori penunjang, perancangan sistem, pengujian, dan penutup.

1.6. Sistematika Penulisan

Untuk pembahasan lebih lanjut Untuk pembahasan lebih lanjut, laporan Tugas Akhir ini disusun dengan sistematika sebagai berikut:

BAB 1 : PENDAHULUAN

Bab ini berisi pendahuluan yang membahas latar belakang, perumusan masalah, batasan masalah, tujuan, metodologi, sistematika pembahasan, dan relevansi.

BAB 2 : TINJAUAN PUSTAKA

Bab ini berisi teori penunjang dan literatur yang berguna bagi pembuatan tugas akhir ini. Teori penunjang yang diberikan antara lain teori mengenai ECG, data sheet modul LCD Character dan keypad membrane, serta data sheet STM32F407.

BAB 3 : Perancangan Sistem

Bab ini berisi diagram blok total dari keseluruhan sistem, perancangan hardware yaitu berupa rangkaian kontrol, dan perancangan perangkat lunak.

BAB 4 : HASIL SIMULASI DAN ANALISIS DATA

Bab ini berisi hasil pengujian dalam Tugas Akhir ini, dan disertai beberapa analisa yang berkaitan dengan pengujian yang dilakukan.

BAB 5 : PENUTUP

Penutup berisi kesimpulan yang diperoleh dari pembuatan tugas akhir ini, serta saran-saran untuk pengembangan lebih lanjut.

1.7. Relevansi

Hasil yang diperoleh dari tugas akhir ini diharapkan dapat bermanfaat untuk mencegah terjadinya kelelahan pada jantung ketika berolahraga, sehingga nantinya dapat menekan angka kematian yang diakibatkan serangan jantung mendadak pasca olahraga.

BAB 2

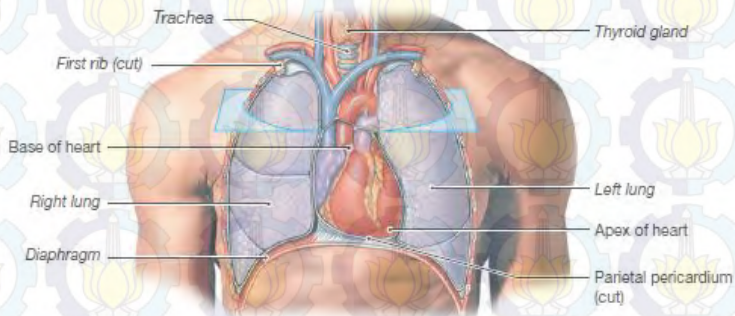
TINJAUAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI

2.1. Jantung dan Sinyalnya

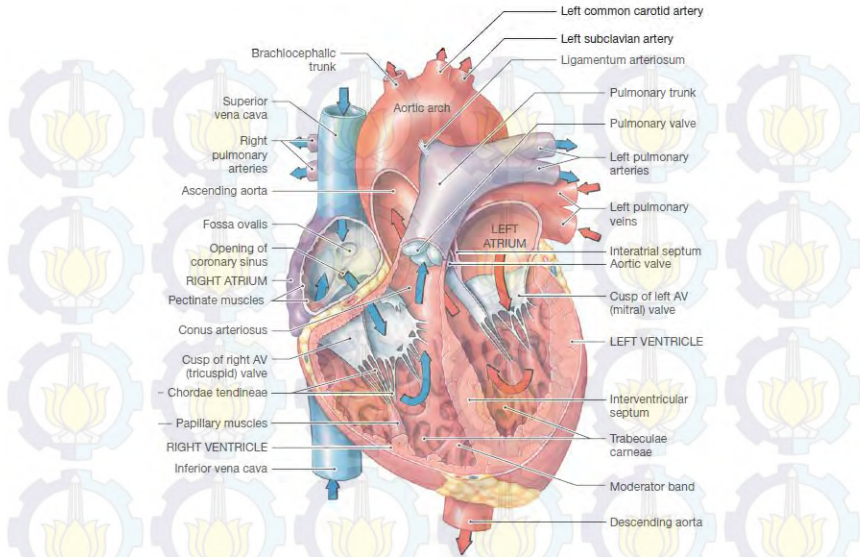
Jantung merupakan alat pemompa darah. Letaknya dalam rongga dada agak ke kiri [2]. Pada saat janin masih dalam kandungan, jantung mulai berdetak minggu ke-4. Fungsi utama dari jantung adalah untuk memompa darah melewati pembuluh darah arteri, kapiler, dan vena. Seperti yang kita ketahui berasama, darah merupakan sarana transportasi untuk mengantarkan oksigen dan nutrisi lainnya yang dibutuhkan oleh jaringan-jaringan yang ada pada tubuh [3]. Oleh karena itu, fungsi jantung sangatlah penting. Anatomi serta potensial sinyal kelistrikan pada jantung akan dibahas disini. Setelah diketahui anatomi dan potensial sinyal kelistrikan pada jantung maka akan dapat diketahui bagaimana sinyal P, QRS, T dapat dihasilkan.

2.1.1 Dasar Anatomi Jantung

Jantung merupakan organ tubuh dalam manusia yang terletak di dada sebelah kiri yang dilindungi oleh dinding dada. Selain dilindungi dinding dada, jantung juga dilindungi oleh tulang rusuk. Jantung memiliki ukuran 12-14 x 8-9 x 6 cm serta memiliki berat sekitar 250-350 gram [1]. Gambar dari posisi jantung dalam tubuh dapat dilihat pada gambar 2.1



Gambar 2.1 Posisi jantung dalam tubuh [3]



Gambar 2. 2 Anatomi jantung [3]

Secara sederhana, jantung dibagi menjadi 3 bagian. Yaitu: dinding jantung, ruangan jantung, dan klep jantung. Dinding jantung merupakan bagian yang membungkus ruangan jantung [2]. Ruangan jantung dibagi menjadi 4 ruang, yaitu: serambi (atrium) kanan dan kiri serta bilik (ventrikel) kanan dan kiri. Klep (valve) jantung berada di antara bilik dan serambi jantung, fungsinya untuk menjaga agar aliran darah tetap searah. Gambar bagian-bagian atau anatomi jantung secara detail dapat dilihat pada Gambar 2.2.

Dapat dilihat pada gambar diatas, bahwa bilik jantung memiliki otot lebih tebal daripada serambi karena bilik jantung berfungsi untuk memompa darah keluar dari jantung. Diantara sisi kanan dan sisi kiri jantung terdapat pemisah yang bernama septum. Septum terdiri dari otot padat yang disebut interventricular septum

Seperti yang telah dijelaskan sebelumnya, bahwa di antara bilik dan serambi terdapat pemisah berupa katup (valve). Terdapat 3 jenis katup pada jantung, yaitu: katup valvula bikuspidalis (katup dua gelambir), katup trikuspidalis (katup tiga gelambir), dan katup valvula semilunaris (katup berbentuk bulan sabit). Katup valvula bikuspidalis berfungsi untuk mencegah darah mengalir kembali dari

left ventricle menuju ke *left atrium* ketika jantung berkontraksi. Pemisah antara right atrium dan right ventricle disebut katup trikuspidalis (katup tiga gelambir) yang berfungsi untuk mencegah darah mengalir kembali dari right ventricle menuju ke right atrium ketika jantung berkontraksi. Sedangkan katup valvula semilunaris terdapat pada pangkal nadi besar

Mekanisme pemompaan darah pada jantung atau kontraksi pada jantung terjadi karena adanya aliran listrik dalam tubuh. Ketika otot terkena aliran listrik, maka secara otomatis otot tersebut akan mengalami kontraksi yang menyebabkan perubahan bentuk dan ukuran pada ruang jantung yang memicu darah untuk berpindah dari ruang-ruang yang ada pada jantung ke pembuluh darah. Ada satu bagian pada jantung yang bernama Sino Atrial Node (SA Node). SA Node merupakan bagian dari jantung yang berfungsi sebagai alat pacu jantung alami yang dimiliki oleh manusia. SA Node terletak pada dinding bagian kanan serambi. Siklus aliran listrik pada jantung akan dibahas lebih detail pada sub-bab berikutnya.

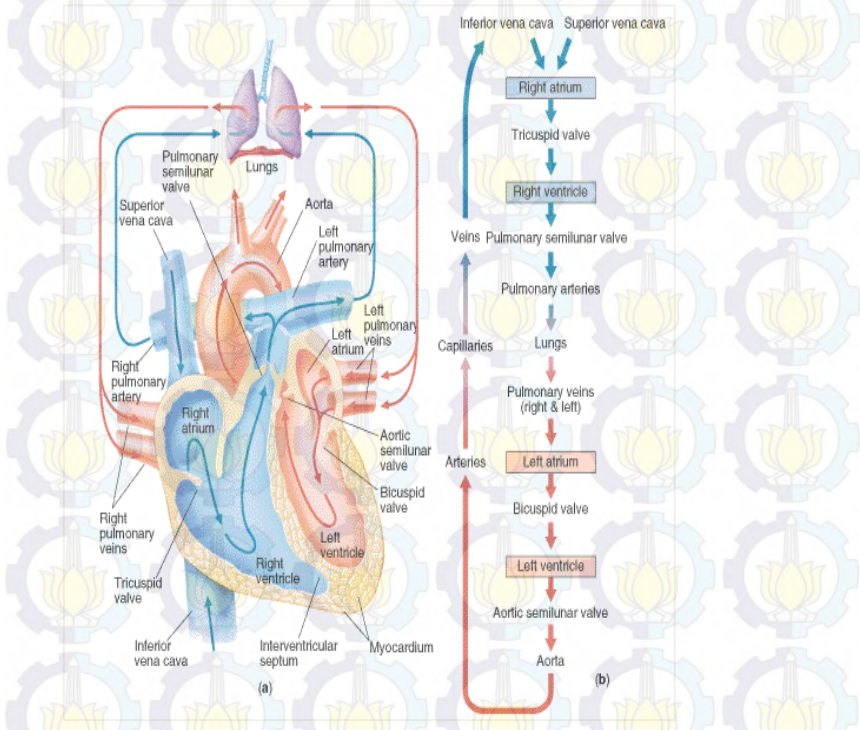
Terdapat 2 jenis pembuluh darah yang melekat pada jantung, yaitu pembuluh darah vena dan aorta. Pertama-tama ketika darah masuk melalui interior vena cava dan superior vena cava menuju ke dalam jantung tepatnya ke serambi kanan yang kemudian menuju ke bilik kanan melalui tricuspid valve. Dari bilik kanan darah diteruskan melewati pulmonary semilunar valve untuk dipompa menuju ke paru-paru agar darah yang penuh dengan CO₂ ini dapat digantikan dengan darah yang penuh dengan oksigen.

Darah yang mengandung banyak oksigen tersebut kemudian dialirkan menuju ke ke serambi kiri dengan melalui pulmonary veins (kiri dan kanan). Setelah berada di serambi kiri, darah diteruskan menuju ke bilik kiri dengan melalui bicuspid valve. Setelah berada di bilik kiri maka darah siap dipompakan keseluruh tubuh dengan melalui aortic semilunar valve yg kemudian melalui aorta. Proses pemompaan darah ke jantung dan keluar jantung atau proses kontraksi jantung pada manusia tersebut dapat dilihat pada Gambar 2.3.

Saat kontraksi pada jantung ini terjadi atrium dan ventricle mengembang dan mengempis secara bergantian. Ketika memompa darah kedalam jantung maka atrium akan mengembang dan akan mengempis jika mengalirkan darah dari atrium menuju ke ventricle. Begitupula jika memompa darah keluar jantung maka ventricle akan

mengempis namun ketika menerima darah dari atrium maka ventricle akan mengembang. Proses kontraksi ini juga berkaitan dengan potensial sinyal kelistrikan yang terjadi pada otot-otot jantung.

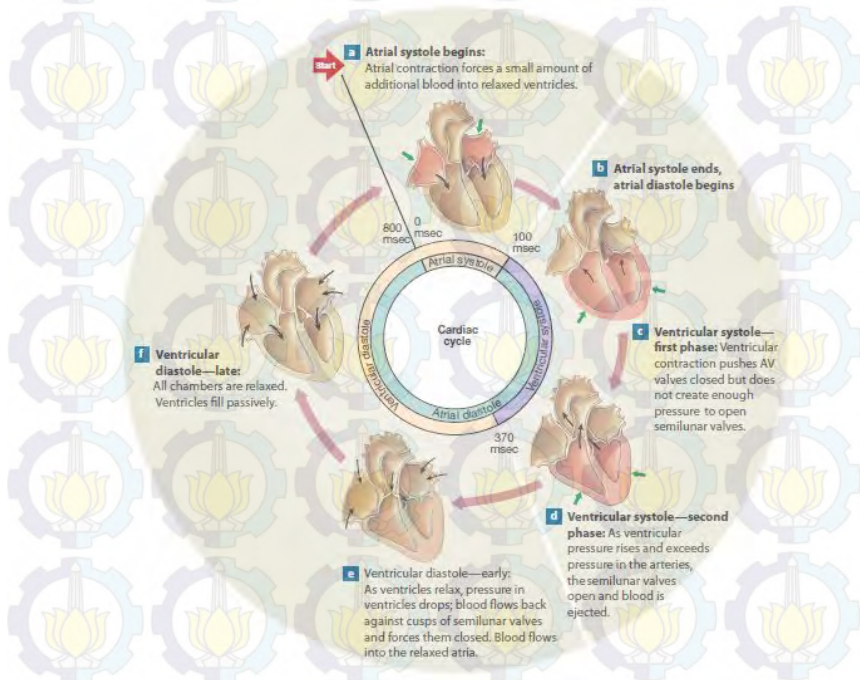
Organ jantung sendiri terdiri atas 4 lapisan yaitu lapisan Pericardium, Lapisan Epicardium, Lapisan Myocardium, dan Lapisan Endocardium. Antara lapisan pericardium dan lapisan epicardium terdapat rongga yang bernama cavum pericardii yang berisi cairan pelicin. Sedangkan lapisan myocardium merupakan bagian kontraktil yang seperti otot rangka (otot skelet). Otot-otot pada lapisan myocardium inilah yang menyebabkan kontraksi pada jantung.



Gambar 2. 3 Proses kontraksi pada jantung manusia [1]

2.1.2 Siklus Kelistrikan pada Jantung

Siklus kelistrikan pada jantung sangat berkaitan dengan pemompaan darah yang terjadi pada jantung. Tepatnya ketika darah terpompa keluar jantung maka otot bilik akan mengendur dan mengalami relaksasi maksimal yang membuat tekanan pada jantung menjadi sangat rendah dan fase ini disebut dengan diastole. Sedangkan fase sistole yang terjadi pada jantung disebabkan karena keadaan tekanan pada ruang jantung yang maksimal. Penyebab tekanan diruang jantung menjadi maksimal dikarenakan ketika darah masuk ke dalam bilik maka ransangan pada berkas His akan terputus dalam waktu kurang dari sepuluh detik dan otot jantung mengalami relaksasi namun kemudian darah dalam jumlah yang banyak dipompa dari bilik ke pembuluh arteri pulmonalis dan aorta ketika otot bilik menguncup. Gambar mengenai fase siklus sistole dan diastole dapat dilihat pada Gambar 2.4

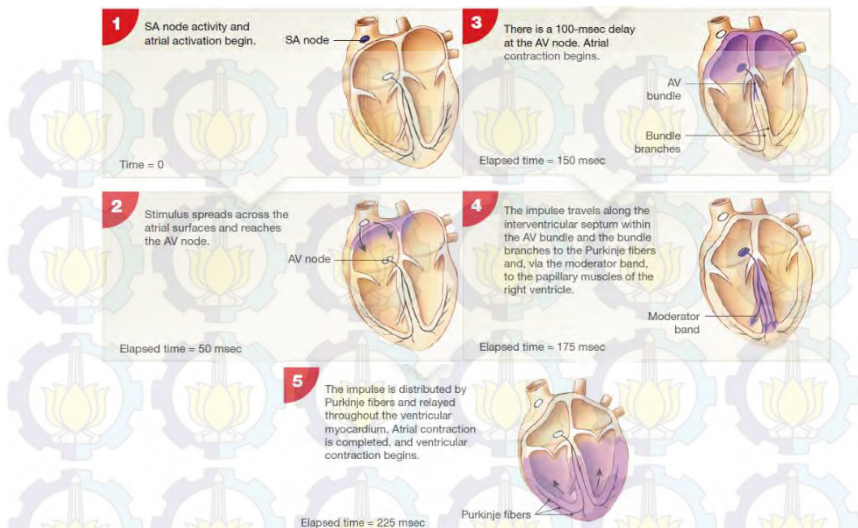


Gambar 2.4 Siklus jantung [3]

Tidak seperti otot rangka, jaringan pada otot jantung melakukan kontraksi sendiri tanpa rangsangan dari saraf ataupun hormon. Karakter seperti ini disebut juga sebagai autorhythmicity. Sel yang melakukan inisiasi serta mendistribusikan rangsangan untuk melakukan kontraksi merupakan bagian dari sistem konduksi (conducting system) pada jantung atau sering juga disebut sebagai nodal system. Sistem ini merupakan jaringan dari sel-sel khusus sel jantung yang bertugas untuk menginisiasi dan mendistribusikan impuls listrik[3]. Ada 3 komponen yang terdapat pada nodal system yaitu: Sinoatrial (SA) node, Atrioventricular (AV) node, dan Sel-sel konduksi. AV node terletak pada percabangan diantara bilik dan serambi kanan. Sedangkan yang dimaksud dengan sel-sel konduksi adalah sel-sel yang ada di jantung yang bertugas untuk menyambungkan antar 2 node dan mendistribusikan stimulus kontraksi melalui myocardium.

Sebagaimana yang telah dijelaskan sebelumnya, SA Node merupakan bagian dari jantung yang berfungsi sebagai alat pacu jantung alami yang dimiliki oleh manusia. Siklus kelistrikan jantung dimulai ketika SA node aktif dan dimulainya aktivasi atrial. Kemudian stimulus dari SA Node menyebar permukaan serambi sampai akhirnya mengenai AV Node. Setelah 100ms kemudian, atrial contraction dimulai. Impuls mengalir melewati inerventricular septum, menuju serat Purkinje, kemudian melewati otot papillary menuju bilik kanan. Dibutuhkan waktu 50ms agar impuls menyebar ke seluruh sisi dari bilik kanan dan kiri. Pada detik ke 225ms atrial contraction selesai, dan ventricular contraction dimulai. Untuk lebih jelasnya, penjelasan di atas dapat dilihat pada Gambar 2.5.

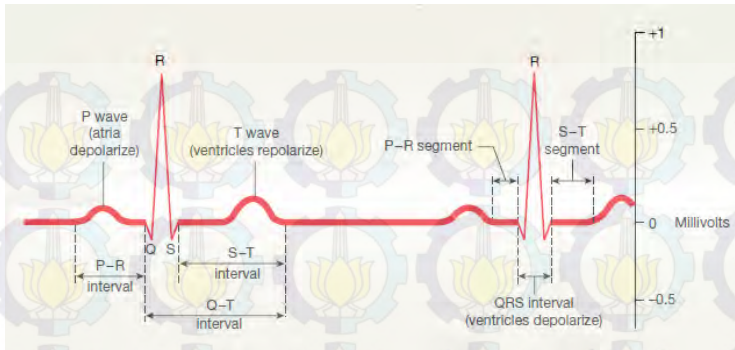
Proses terjadinya siklus systole dan diastole merupakan efek yang terjadi akibatnya ada penyebaran aliran listrik berupa impuls pada jantung. Aliran listrik yang mengalir di dinding jantung membuat jantung mengkerut (kontraksi), dengan demikian tekanan dalam rongga yang dindingnya teraliri listrik menjadi tinggi. Sesuai dengan hukum fisika, cairan akan mengalir dari ruangan yang bertekanan tinggi ke rendah. Pada fase awal, darah yang berada pada rongga serambi kanan akan terpasa keluar karena terjadi kontraksi di dinding serambi. Lalu darah akan mengalir ke bilik kanan. Hal ini juga terjadi pada darah yang berada di sisi kiri pada jantung.



Gambar 2.5. Fase penyebaran impuls pada jantung [3]

2.1.3 Sinyal Jantung

Ketika proses kelistrikan pada jantung, sebagaimana yang dijelaskan pada sub-bab 2.1.2, terjadi akan menimbulkan sinyal dengan bentuk yang khas. Sinyal jantung dapat dilihat dengan menggunakan ECG. Apabila dilihat dari ECG, maka akan muncul sinyal P, QRS, dan T. Sinyal P, QRS, dan T merupakan sinyal yang muncul ketika jantung berkontraksi. Sinyal PQRS menunjukkan saat terjadinya fase depolarization dan repolarization. Sinyal P merupakan sinyal yang pertama muncul dan sinyal P merupakan sinyal yang terjadi ketika fase depolarization atrium. Sinyal yang kedua adalah sinyal Q sinyal ini merupakan sinyal yang terjadi atau terbentuk ketika fase dipolarisasi pada berkas HIS. Sinyal yang ketiga adalah sinyal R yang merupakan sinyal tertinggi diantara sinyal-sinyal lainnya dan sinyal R ini terjadi atau muncul ketika fase depolarisasi menyebar dari bagian dalam ke bagian luar dasar ventricle. Sinyal yang keempat merupakan sinyal S yaitu sinyal yang muncul ketika fase depolarisasi menyebar naik dari bagian dasar ventricle. Kemudian sinyal yang terakhir muncul yaitu sinyal T yang terjadi karena fase repolarisasi atrium.



Gambar 2.6 Sinyal P,QRS, T [3]

Selain itu ada pula segmen PR yang terjadi antara sinyal P dan sinyal R. Segmen PR merupakan waktu yang dibutuhkan oleh impuls dari SA node ke AV node, terjadi perlambatan AV node. Ada pula segmen ST yaitu waktu sejak akhir depolarisasi ventricle sebelum terjadi repolarisasi (fase plateau), saat terjadi kontraksi dan pengosongan ventricle. Segmen ini terjadi antara sinyal S dan sinyal T. Selain segmen PR dan segmen ST ada juga kompleks QRS yang terjadi atau muncul ketika depolarisasi ventricle. Yang terakhir adalah interval TP yaitu waktu saat terjadinya relaksasi dan pengisian ventricle. Gambar mengenai sinyal P, QRS, dan T dapat dilihat pada Gambar 2.6.

2.2. *Heart Rate Training Zone*

Tiap-tiap orang memiliki ambang kelelahannya masing-masing. Apabila diamati dari nilai Heart Rate (HR), tiap-tiap orang memiliki nilai minimum dan maksimum saat melakukan olahraga. Pembagian nilai minimum dan maksimum dari HR saat seseorang berolahraga merupakan pengertian dari Heart Rate Training Zone. Dengan adanya pembagian seperti ini, diharapkan akan mencegah olahraga secara berlebihan yang dapat mengakibatkan kelelahan pada jantung. Zona-zona yang terdapat pada Heart Rate Training Zone ditentukan oleh jenis kelamin, nilai HR resting, usia, serta intensitas olahraga yang sedang dijalani. Nilai HR resting tiap orang umumnya adalah 70 bpm, sedangkan bagi mereka yang memiliki profesi sebagai atlet nilai HR resting pada umumnya adalah 50 bpm. Seseorang yang memiliki intensitas berolahraga yang tinggi tentunya memiliki tubuh

yang lebih bugar. Tingkat kebugaran tubuh turut mempengaruhi Heart Rate Training Zone.

2.2.1 Karvonen Formula

Karvonen formula merupakan rumus/formula matematika yang dapat membantu untuk menentukan nilai dari Heart Rate Training Zone seseorang. Pada dasarnya ada 6 pembagian untuk zona-zona yang ada pada Heart Rate Training Zone. Akan tetapi pada literatur yang lain, 6 zona ini disederhanakan menjadi 3 zona. Yaitu zona pemula, umum, dan lanjut. Zona pemula (Beginner) diperuntukkan bagi mereka yang belum terbiasa untuk berolahraga, sehingga dapat disimpulkan bahwa zona pemula diperuntukkan bagi mereka yang memiliki intensitas berolahraga yang sangat rendah. Zona umum (Average) diperuntukkan bagi mereka yang sudah terbiasa berolahraga hanya saja dengan intensitas yang sedang. Zona lanjut (Advance) diperuntukkan bagi mereka yang sudah sangat terbiasa berolahraga dengan intensitas yang cukup tinggi.

Dalam menggunakan Karvonen Formula, dibutuhkan beberapa data dasar dari tiap-tiap individu. Berikut merupakan langkah-langkah untuk menghitung Heart Rate Training Zone menggunakan Karvonen Formula:

1) Hitung nilai resting heart rate (RHR)

2) Hitung estimasi nilai maksimum heart rate (HRMax)

dengan menggunakan rumus berikut :

$$\text{HRMax(laki-laki)} = 220 - \text{usia} \quad (2.1)$$

$$\text{HRMax(perempuan)} = 226 - \text{usia} \quad (2.2)$$

3) Hitung nilai heart rate reserve (HRH) dengan menggunakan rumus berikut:

$$\text{HRR} = \text{HRMax} - \text{RHR} \quad (2.3)$$

4) Hitung batas bawah dari Heart Rate Training Zone (THRMin) dengan menggunakan rumus berikut:

$$\text{THRMin} = (\text{HRR} \times \text{batas intensitas bawah\%}) + \text{RHR}$$

5) Hitung batas atas dari Heart Rate Training Zone (THRMax) dengan menggunakan rumus berikut:

$$\text{THRMax} = (\text{HRR} \times \text{batas intensitas atas\%}) + \text{RHR}$$

Setelah dilakukan perhitungan seperti diatas, serta dilakukan beberapa penyederhanaan, maka akan didapatkan nilai seperti pada tabel dibawah ini. Pada tabel dibawah range usia

dibatasi dari usia 18-50 tahun. Zona Beginner menggunakan batas bawah intensitas sebesar 40% dan batas atas sebesar 60%. Sedangkan zona Average menggunakan batas bawah intensitas sebesar 65% dan batas atas sebesar 70%. Serta zona Advance menggunakan batas bawah intensitas sebesar 75% dan batas atas sebesar 85%.

Tabel 2.1 Data batasan *heartrate* berdasarkan *Karvonen Formula*[1]

Perempuan								
Range umur	Kategori	Resting HR	Beginner		Average		Advance	
			Min (40%)	Max (60%)	Min (65%)	Max (70%)	Min (75%)	Max (85%)
18-25	Atlit	50	110	145	148	161	163	184
	Non-atlit	70	122	153	155	167	168	187
26-33	Atlit	50	107	140	143	155	157	178
	Non-atlit	73	121	149	151	162	163	181
34-41	Atlit	50	104	135	138	149	151	171
	Non-atlit	73	118	144	146	156	157	174
42-50	Atlit	50	100	130	132	144	145	164
	Non-atlit	73	114	140	140	151	150	167
Laki-laki								
Range umur	Kategori	Resting HR	Beginner		Average		Advance	
			Min (40%)	Max (60%)	Min (65%)	Max (70%)	Min (75%)	Max (85%)
18-25	Atlit	50	108	141	144	156	159	179
	Non-atlit	70	120	150	151	162	164	182
26-33	Atlit	50	105	136	139	151	153	172
	Non-atlit	73	119	146	147	158	159	176
34-41	Atlit	50	102	132	134	145	147	166
	Non-atlit	73	115	141	142	152	153	169
42-50	Atlit	50	98	127	134	146	140	159
	Non-atlit	73	112	136	136	147	146	162

2.3. ECG Wireless Berbasis Mikrokotroler ARM

Static Electrocardiograph (ECG) merupakan sebuah alat yang dapat menangkap aktivitas kelistrikan sinyal jantung. ECG yang akan digunakan adalah ECG yang merupakan hasil riset dari tugas akhir periode sebelumnya. ECG ini sudah menggunakan Bluetooth sehingga penggunaannya mudah dalam bergerak dan tidak perlu khawatir akan tersangkut kabel. Untuk pengolahan data mentah dari rangkaian instrumentasi, digunakan mikrokontroler ARM yaitu STM32F429 Discovery.

2.3.1. Instrumentasi Sinyal Jantung

Instrumentasi sinyal jantung terdiri dari beberapa rangkaian untuk mendapatkan Gambaran sinyal jantung yang akurat diantaranya *Amplifier instrumentation*, dan *filter-filter* yang mendukung *amplifier instrumentastion* tersebut. Filter yang dibutuhkan untuk memperjelas hasil dari sinyal jantung yaitu *notch filter*, *Low Pass Filter (LPF)*, *High Pass Filter (HPF)*.

Pada instrumentasi sinyal jantung, *amplifier instrumentation* berfungsi untuk memperkuat sinyal yang sangat kecil dari transduser tepatnya dari elektroda-elektroda yang terpasang pada beberapa titik di permukaan tubuh yang dapat mendeteksi sinyal jantung. *Amplifier instrumentation* ini lebih tepatnya disebut *differential instrumentation* karena terdiri dari dua inputan, memiliki impedansi masukan yang sangat tinggi serta hanya memiliki satu outputan. Sedangkan filter-filternya secara umum berfungsi untuk menghilangkan sinyal-sinyal yang tidak dibutuhkan yang berupa *noise*. Secara khusus *notch filter* digunakan untuk menghilangkan noise pada frekuensi jala-jala tepatnya pada frekuensi 50 Hz. Sedangkan *Low Pass Filter* berfungsi untuk melewatkan frekuensi dibawah frekuensi *cut-off* dan melemahkan sinyal diatas frekuensi *cut-off*, sedangkan lawannya yaitu *High Pass Filter* berfungsi untuk melewatkan sinyal dengan frekuensi diatas frekuensi *cut-off* dan melemahkan sinyal dibawah frekuensi *cut-off*.

CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*) merupakan parameter yang berfungsi untuk mereduksi sinyal pada kedua sisi inputan *amplifier instrumentation*. Parameter ini sangatlah penting karena CMRR merupakan perbandingan antara penguat *differential* dan penguat *common*. Seharusnya CMRR bernilai tak terhingga pada suatu *amplifier instrumentation* [4] namun pada kenyataannya CMRR pada *amplifier instrumentation* berkisar 40dB hingga 200dB.

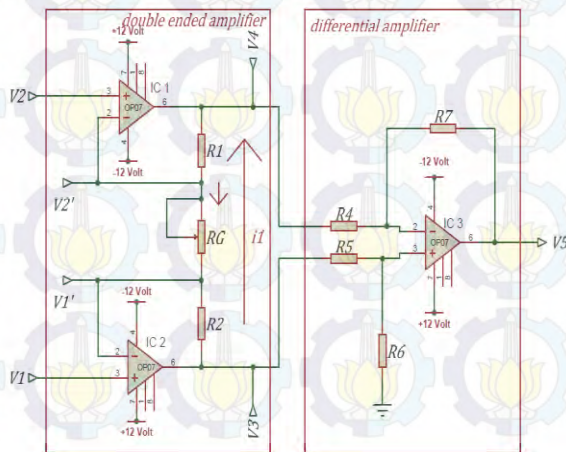
Untuk memperkecil *noise* seharusnya CMRR memiliki nilai yang sangat tinggi karena biasanya sinyal gangguan atau yang biasa disebut *noise* masuk pada kedua sisi inputan dengan *amplitude* dan *fase* yang sama sehingga apabila CMRR memiliki nilai yang tinggi maka *noise* akan semakin kecil dan mengakibatkan $V_1=V_2$ atau idealnya $V_o=0\text{Volt}$.

Selain dari *amplifier instrumentation* dan *filter-filter* yang dibutuhkan ada juga rangkaian *adder* yang berfungsi sebagai rangkaian penjumlah. Rangkaian *adder* ini cocok digunakan sebelum rangkaian masuk ke mikrokontroller ARM agar pembacaan akurat.

2.3.1.1 Instrumentation Amplifier

Sinyal kelistrikan pada jantung memiliki amplitudo yang sangat kecil yaitu kisaran mV. Untuk membuat sinyal jantung tersebut dapat terdeteksi maka diperlukan rangkaian penguat sinyal. Rangkaian penguat sinyal yang digunakan biasa disebut *biopotensial amplifier* karena menguatkan sinyal-sinyal dari dalam tubuh. *Biopotensial amplifier* digunakan untuk tetap memelihara bentuk dan karakteristik sinyal asli dari dalam tubuh.

Instrumentation Amplifier terdiri dari rangkaian *double ended amplifier* dan rangkaian penguat *differential*, Gambar rangkaian *amplifier instrumentation* dapat dilihat pada Gambar 2.7.



Gambar 2.7 *Instrumentation Amplifier*

Analisa dari rangkaian *amplifier instrumentation* diatas yaitu diasumsikan tegangan V_1 lebih positif dari V_2 . Karena adanya karakteristik *virtual ground* pada *op-amp*, sehingga:

$$V_1' = V_1, V_2' = V_2 \quad (2.1)$$

Karena adanya beda potensial antara V_1 dan V_2 menyebabkan timbulnya arus i_1 yang mengalir antara V_3 dan V_4 ,

$$i_1 = \frac{V_1 - V_2}{R_G} \quad (2.2)$$

$$V_3 - V_4 = i_1 (R_1 + R_2 + R_G) \quad (2.3)$$

Setelah diperoleh Persamaan (2.2) dan (2.3), dapat disubstitusikan menjadi:

$$\frac{V_3 - V_4}{V_1 - V_2} = \frac{R_1 + R_2 + R_G}{R_G} \quad (2.4)$$

Jika nilai $R_1 = R_2 = R$, maka Persamaan (2.4) menjadi:

$$\frac{V_3 - V_4}{V_1 - V_2} = \frac{2R}{R_G} + 1 \quad (2.5)$$

Output dari rangkaian *double ended amplifier* berfungsi sebagai input bagi penguat rangkaian *differential*, sehingga Persamaan pada penguat *differential* yaitu:

$$V_5 = V_5|V_3 + V_5|V_4 \quad (2.6)$$

$$V_5|V_3 = \left(\frac{R_7}{R_4} + 1 \right) \times \left(\frac{R_6}{R_5 + R_6} \times V_3 \right) \quad (2.7)$$

$$V_5|V_4 = - \left(\frac{R_7}{R_4} \times V_4 \right) \quad (2.8)$$

Dari Persamaan (2.6), (2.7), dan (2.8), maka

$$V5 = \left[\left(\frac{R7}{R4} + 1 \right) \times \left(\frac{R6}{R5+R6} \times V3 \right) \right] - \left[\frac{R7}{R4} \times V4 \right] \quad (2.9)$$

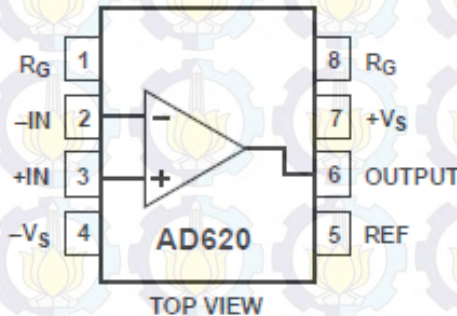
Jika $R4=R5=R6=R7=R$, dari Persamaan (2.9) menjadi:

$$V5 = V3 - V4 \quad (2.10)$$

Persamaan (2.10) disubstitusikan lagi dengan Persamaan (2.5) untuk mendapatkan hubungan input-ouput dari penguat instrumentasi:

$$V5 = \left(\frac{2R}{RG} + 1 \right) \times (V1 - V2) \quad (2.11)$$

Salah satu amplifier instrumentation yang telah dikemas dalam bentuk IC (*Integrated Circuit*) adalah AD620. IC AD620 ini memiliki keakuratan yang sangat tinggi serta mudah digunakan karena hanya membutuhkan satu resistor eksternal yang dapat diatur-atur untuk mendapatkan penguatan yang diinginkan. Biasanya resistor eksternal tersebut diatur-atur untuk mendapatkan penguatan dalam range 1 hingga 1000 kali. Selain dapat diatur menggunakan resistor eksternal IC AD620 ini cocok digunakan untuk rangkaian atau alat yang menggunakan supply dari baterai karena IC AD620 ini fisiknya kecil dan membutuhkan konsumsi daya yang rendah. Untuk melihat konfigurasi pin pada IC AD620 dapat dilihat pada Gambar 2.8.



Gambar 2.8 Konfigurasi pin AD620 [6]

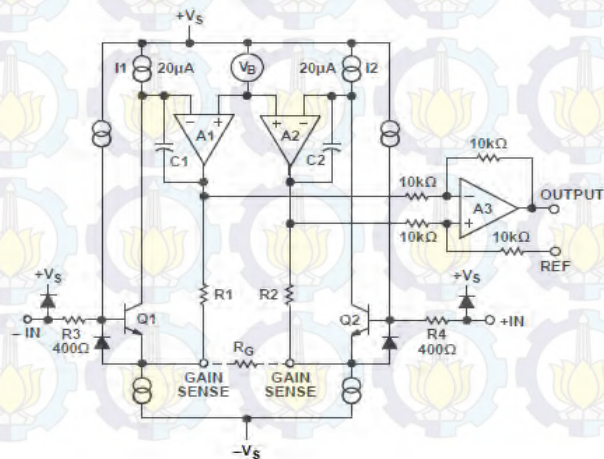
Pada Gambar konfigurasi pin AD620 pada pin 1 dan pin 8 tertuliskan R_G itu merupakan pin untuk memasang resistor eksternal yang nantinya dapat mengatur penguatan dari IC AD620 tersebut. Untuk melihat isi atau rangkaian dalam dari IC AD620 maka dapat dilihat dalam schematic IC AD620 pada Gambar 2.9. Penguatan pada IC AD620 dapat dihitung dengan Persamaan (2.12)

$$G = \frac{49.4k\Omega}{R_G} + 1 \quad (2.12)$$

Ketetapan nilai $49.4k\Omega$ pada Persamaan diatas diperoleh dari nilai tahanan internal yaitu R_1 dan R_2 telah ditetapkan sebesar $24.7k\Omega$, sedangkan tahanan eksternal yaitu R_G diatur sesuai dengan besarnya penguatan yang diinginkan.

Selain penguatan yang didapat pada instrumentasi amplifier, parameter yang penting lainnya yaitu CMRR (Common Mode Rejection Ratio) yang merupakan perbandingan antara mode differential dengan mode common. Parameter ini menentukan kualitas dari instrumentasi amplifier dimana semakin tinggi nilai CMRR maka semakin baik respon frekuensi yang dihasilkan. Besarnya nilai CMRR dapat dihitung dengan Persamaan (2.13)

$$CMRR = 20 \times \log \left| \frac{A_{dm}}{A_{cm}} \right| \quad (2.13)$$

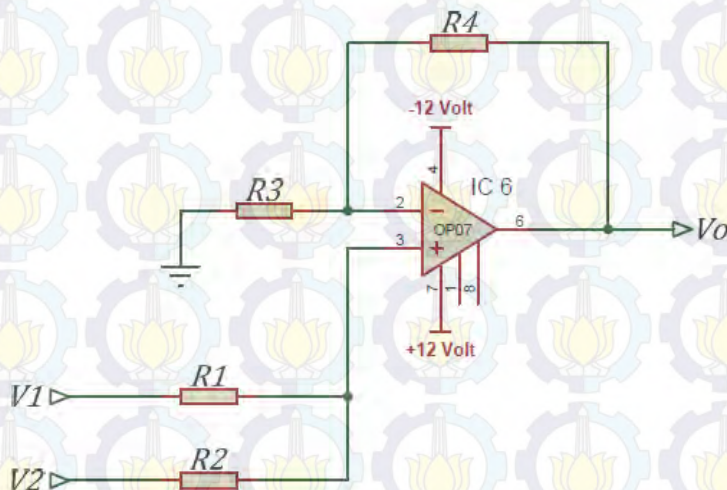


Gambar 2.9 Schematic IC AD620 [6]

2.3.1.2 Rangkaian Penjumlah Tak Membalik (Adder)

Rangkaian penjumlah tak membalik atau *adder* dengan menggunakan op-amp merupakan rangkaian penguat dengan inputan sinyal lebih dari satu untuk menghasilkan outputan yang linier yang bergantung pada penjumlahan sinyal input dan besarnya penguatan yang ada. Ada dua jenis rangkaian penjumlah dengan op-amp yaitu rangkaian penjumlah yang disusun dengan menggunakan penguat membalik (*inverting*) dan rangkaian penjumlah yang disusun dengan menggunakan penguat tak membalik (*non-inverting*) yang diberikan inputan sinyal lebih dari satu.

Rangkaian penjumlah tak membalik atau *adder* memiliki penguatan tegangan yang tidak melibatkan resistansi atau tahanan input selama resistansi inputannya sama $R_1 = R_2$. Namun jika tahanan atau resistansi inputannya berbeda maka berpengaruh pula pada tegangan outputnya. Resistansi inputan sama persis bertujuan untuk mendapatkan kestabilan dan akurasi penjumlahan sinyal inputan pada rangkaian. Besarnya penguatan (A_v) pada rangkaian penjumlah tak membalik ini dipengaruhi oleh tahanan *feedback* yaitu R_f dan tahanan *inverting* R_i . Gambar rangkaian penjumlah tak membalik dapat dilihat pada Gambar 2.10.



Gambar 2. 10 Rangkaian penjumlah tak membalik (Adder)

Untuk mengetahui besarnya tegangan keluaran pada rangkaian penjumlah tak membalik yang menggunakan tahanan input sama $R_1 = R_2$ dapat dilihat pada Persamaan (2.14).

$$V_o = \frac{R_4}{R_3} + 1. (V_1 + V_2) \quad (2.14)$$

Sedangkan untuk mengetahui besarnya tegangan keluaran pada rangkaian penjumlah tak membalik yang menggunakan tahanan input yang berbeda maka dapat dilihat pada Persamaan (2.15).

$$V_o = V_o|V_1 + V_o|V_2 \quad (2.15)$$

$$V_o|V_1 = \left[\frac{R_1}{R_1 + R_2} \times V_1 \right] \times \left[\frac{R_4}{R_3} + 1 \right] \quad (2.16)$$

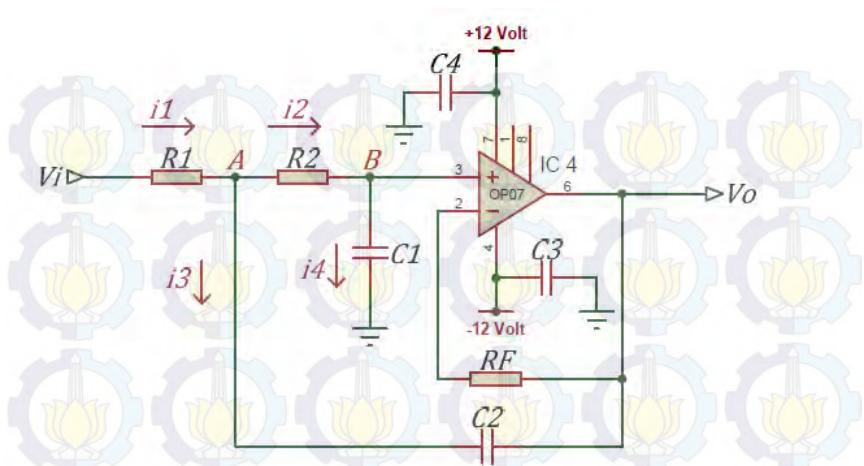
$$V_o|V_2 = \left[\frac{R_2}{R_1 + R_2} \times V_2 \right] \times \left[\frac{R_4}{R_3} + 1 \right] \quad (2.17)$$

2.3.1.3 Low Pass Filter

Rangkaian *Low Pass Filter* merupakan rangkaian yang berfungsi untuk menghilangkan sinyal pada daerah frekuensi diatas *frekuensi cut-off* (f_c) dan melewatkan sinyal pada daerah frekuensi dibawah *frekuensi cut-off*. Frekuensi *cut-off* sendiri merupakan batas frekuensi antara frekuensi yang akan dihilangkan dan frekuensi yang akan dilewatkan. LPF -40db/dec merupakan rangkaian LPF yang penguatannya akan turun sebesar -40dB jika frekuensi naik sebesar 10 kali atau 1 *decade*. Ketika frekuensi input sama dengan frekuensi

cut-off, maka penguatannya sama dengan $\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$.

Gambar rangkaian *low pass filter* -40dB/dec dapat dilihat pada Gambar 2.16.



Gambar 2. 11 Rangkaian LPF -40dB/dec

Rangkaian LPF -40dB/dec diatas terdiri dari 2 buah filter RC atau filter pasif dan satu buah *buffer*. Prinsip kerja dari rangkaian LPF -40dB/dec diatas yaitu tegangan output diumpan balikkan melalui RF menuju ke masukan *negative* pada *op-amp* serta diumpan balikkan melalui C2 menuju ke titik A sehingga Impedansi outputnya akan selalu berubah jika frekuensi sinyal inputnya berubah. Idealnya selisih tegangan antara kedua terminal input adalah nol, sehingga tegangan output sama dengan tegangan input positif dan negative op-amp. Pada titik A dan B berlaku hukum arus yaitu hukum kirchoff 1 yang ketentuannya sebagai berikut:

Pada titik A: $i1 = i2 + i3$

Pada titik B: $i1 = i + i4 = i4$

Tegangan pada Vo sama dengan tegangan pada VB sehingga:

$$i4 = \frac{VB}{1/j\omega.C1} = j\omega.C1.VB = j\omega.C1.Vo \quad (2.18)$$

$$i2 = \frac{VA-VB}{R2} = \frac{VA-Vo}{R2} \quad (2.19)$$

$$i_2 = i_4 = j\omega \cdot C_1 \cdot V_o \quad (2.20)$$

$$\frac{V_A - V_o}{R_2} = j\omega \cdot C_1 \cdot V_o \quad (2.21)$$

$$V_A = V_o + j\omega \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot V_o \quad (2.22)$$

$$i_3 = \frac{V_A - V_o}{1/j\omega C_2} = (V_A - V_o) j\omega \cdot C_2 \quad (2.23)$$

$$i_3 = (V_o + j\omega \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot V_o - V_o) j\omega \cdot C_2 \quad (2.24)$$

$$i_3 = \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_2 \cdot V_o \quad (2.25)$$

$$i_1 = i_2 + i_3 \quad (2.26)$$

$$\frac{V_i - V_A}{R_1} = j\omega \cdot C_1 \cdot V_o + (-\omega^2 C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 \cdot V_o) \quad (2.27)$$

$$V_i = V_A + j\omega \cdot C_1 \cdot R_1 \cdot V_o - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 \cdot V_o \quad (2.28)$$

$$V_i = V_o + j\omega \cdot C_1 \cdot R_2 \cdot V_o + j\omega \cdot C_1 \cdot R_1 \cdot V_o - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 \cdot V_o \quad (2.29)$$

$$V_i = V_o \{1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 + j\omega \cdot C_1 (R_1 + R_2)\} \quad (2.30)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \omega^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2 + j\omega \cdot C_1 (R_1 + R_2)} \quad (2.31)$$

Pada LPF -40db/dec bahwa pada $\omega = \omega_c$ maka nilai penguatan

$$\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$$

Dan sudut padanya sama dengan -90° . Supaya menghasilkan sudut $+90^\circ$ maka nilai $1 - \omega_c^2 \cdot C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2$ atau

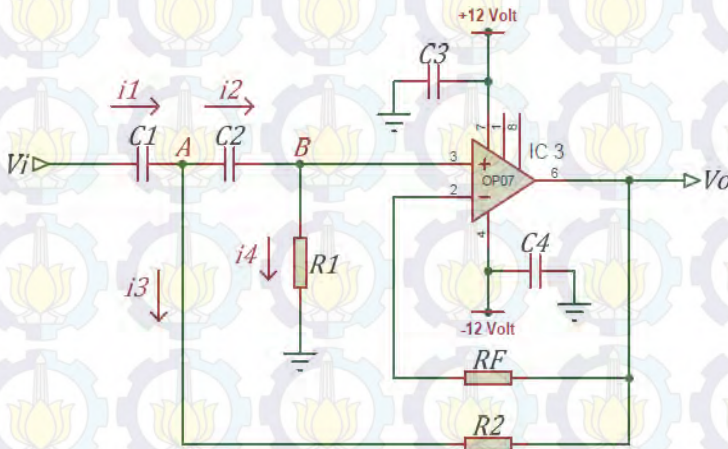
$$\omega_c = \frac{1}{\sqrt{C_1 \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2}} \quad (2.32)$$

2.3.1.4 High Pass Filter

Rangkaian *High Pass Filter* merupakan rangkaian yang memiliki fungsi berkebalikan dengan rangkaian *low pass filter*. Rangkaian ini berfungsi untuk menghilangkan sinyal pada daerah frekuensi dibawah frekuensi *cut-off* (f_c) dan melewatkan sinyal pada daerah frekuensi diatas frekuensi *cut-off*. Seperti yang telah dijelaskan pada paragraph sebelumnya, frekuensi *cut-off* sendiri merupakan batas frekuensi antara frekuensi yang akan dihilangkan dan frekuensi yang akan dilewatkan. HPF +40dB/dec merupakan rangkaian HPF yang penguatannya akan naik sebesar +40dB jika frekuensi naik sebesar 10 kali atau 1 *decade*. Ketika frekuensi input sama dengan frekuensi *cut-off*, maka penguatannya sama dengan

$$\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707 .$$

Gambar rangkaian *high pass filter* +40dB/dec dapat dilihat pada Gambar 2.12. Rangkaian HPF +40dB/dec diatas terdiri dari 2 buah filter CR atau filter pasif dan satu buah *buffer*. Prinsip kerja dari rangkaian HPF +40dB/dec diatas yaitu tegangan output diumpan balikkan melalui RF menuju ke masukan *negative* pada *op-amp* serta diumpan balikkan melalui R2 menuju ke titik A sehingga Impedansi outputnya akan selalu berubah jika frekuensi sinyal inputnya berubah.



Gambar 2. 12 Rangkaian HPF +40dB/dec

Idealnya selisih tegangan antara kedua terminal input adalah nol, sehingga tegangan output sama dengan tegangan input positif dan negative op-amp. Pada titik A dan B berlaku hukum arus yaitu hukum *kirchoff* 1 yang ketentuannya sebagai berikut:

Pada titik A: $i_1 = i_2 + i_3$

Pada titik B: $i_1 = i + i_4 = i_4$

Tegangan pada V_o sama dengan tegangan pada V_B sehingga:

$$i_2 = \frac{V_A - V_B}{\frac{1}{j\omega \cdot C_2}} = j\omega \cdot C_2 \cdot (V_A - V_o) \quad (2.33)$$

$$i_4 = \frac{V_B}{R_1} = \frac{V_o}{R_1} \quad (2.34)$$

$$i_2 = i_4 \quad (2.35)$$

$$(V_A - V_o) j\omega \cdot C_2 = \frac{V_o}{R_1} \quad (2.36)$$

$$V_A = V_o + \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \quad (2.37)$$

$$i_1 = \frac{V_i - V_A}{\frac{1}{j\omega \cdot C_1}} = j\omega \cdot C_1 \cdot (V_i - V_A) \quad (2.38)$$

$$i_1 = \left(V_i - V_o - \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) \cdot j\omega \cdot C_1 \quad (2.39)$$

$$i_4 = \frac{V_A - V_o}{R_2} \quad (2.40)$$

$$i_1 = i_2 + i_3 \quad (2.41)$$

$$\left(V_i - V_o - \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) \cdot j\omega \cdot C_1 = (V_A - V_o) \cdot j\omega \cdot C_2 + \frac{V_A - V_o}{R_2} \quad (2.42)$$

$$\left(V_i - V_o - \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} \right) \cdot j\omega \cdot C_1 = \left(V_o + \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} - V_o \right) \cdot j\omega \cdot C_2 + \frac{V_o + \frac{V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1} - V_o}{R_2} \quad (2.43)$$

$$(V_i - V_o - \frac{V_o}{j\omega.C2.R1}) = \frac{V_o}{j\omega.C1.R1} + \frac{V_o}{-\omega^2.C1.C2.R1.R2} \quad (2.44)$$

$$V_i = V_o + \frac{V_o}{j\omega.C1.R1} + \frac{V_o}{j\omega.C2.R1} - \frac{V_o}{\omega^2.C1.C2.R1.R2} \quad (2.45)$$

$$V_i = V_o \left\{ 1 - \frac{1}{\omega^2.C1.C2.R1.R2} + \frac{1}{j\omega.R1} \left(\frac{1}{C1} + \frac{1}{C2} \right) \right\} \quad (2.46)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 - \frac{1}{\omega^2.C1.C2.R1.R2} - j\frac{1}{\omega.R1} \left(\frac{1}{C1} + \frac{1}{C2} \right)} \quad (2.47)$$

Pada saat $\omega = \omega_c$ maka nilai penguatan $\left| \frac{V_o}{V_i} \right| = \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707$ dan sudut phasanya $+90^\circ$. Supaya menghasilkan nilai sudut fasa seperti itu maka nilai sudut pada penyebut Persamaan (2.47) sama dengan -90° maka nilai $1 - \frac{1}{\omega^2.C1.C2.R1.R2} = 0$ atau $\omega_c = -\frac{1}{\sqrt{C1.C2.R1.R2}}$ (2.48)

2.3.1.5 Band Stop Filter

Rangkaian *Band Stop Filter* (BSF) merupakan rangkaian filter yang berfungsi untuk membuang atau melemahkan sinyal dengan lebar bidang frekuensi (*bandwidth*) tertentu. Lebar *bandwidth* tersebut dibatasi oleh frekuensi *cut-off*, seperti yang telah dijelaskan sebelumnya frekuensi *cut-off* merupakan frekuensi pembatas antara frekuensi yang akan dilewatkan dan frekuensi yang akan dihilangkan. Pada rangkaian *band stop filter* ini, *bandwidth* dibatasi oleh frekuensi *cut-off* rendah (*low*) (ω_{cl}) dan frekuensi *cut-off* atas (*high*) (ω_{ch}). Sinyal yang akan dihilangkan atau dilemahkan yaitu sinyal yang ada diatas frekuensi *cut-off* rendah dan berada dibawah frekuensi *cut-off* atas, sedangkan sinyal yang akan dilewatkan yaitu sinyal yang berada dibawah frekuensi *cut-off* rendah dan sinyal yang berada diatas frekuensi *cut-off* atas. Gambar rangkaian *band stop filter* / *notch filter* dapat dilihat pada Gambar 2.13.

Berdasarkan lebar bidang frekuensi atau *bandwidth*nya *band stop filter* digolongkan menjadi dua jenis yaitu filter pita sempit (*narrow band filter*) dan filter pita lebar (*wide band filter*). Filter pita sempit merupakan *band pass filter* yang memiliki lebar bidang

frekuensi atau *bandwidth* (B) lebih kecil dari sepersepuluh frekuensi resonansinya ($B < 0.1 \omega_r$), sedangkan filter pita lebar merupakan *band pass filter* yang memiliki lebar bidang frekuensi atau *bandwidth* (B) lebih besar dari sepersepuluh frekuensi resonansinya ($B > 0.1 \omega_r$). Perbandingan antara lebar bidang frekuensi atau *bandwidth* dengan frekuensi resonansi disebut dengan *factor kualitas* (Q), yang dapat ditulis dengan Persamaan (2.49). Sehingga untuk lebih ringkasnya filter pita sempit memiliki Q lebih dari 10 dan filter pita lebar memiliki Q kurang dari 10. Dalam *band stop filter* terdapat satu penguatan minimum (A_r), penguatan ini terjadi ketika frekuensinya mengalami resonansi sehingga penguatan ini disebut sebagai penguatan pada frekuensi resonansi. Jika penguatan pada frekuensi resonansi naik menjadi $\frac{1}{\sqrt{2}}$ atau 0.707 maka akan ada 2 buah frekuensi *cut-off* yaitu frekuensi *cut-off* atas dan frekuensi *cut-off* rendah. *Bandwidth* (B) merupakan selisih antara frekuensi *cut-off* atas (ω_{CH}) dan frekuensi *cut-off* rendah (ω_{CL}) yang dapat ditulis dengan Persamaan (2.50).

$$Q = \frac{\omega_c}{B} \quad (2.49)$$

$$B = \omega_{CH} - \omega_{CL} \quad (2.50)$$

$$i1 = \frac{Vi - VA}{R1} \quad (2.51)$$

$$i2 = (Vo - VA)j\omega.C1 \quad (2.52)$$

$$i3 = (VA - VB)j\omega.C2 \quad (2.53)$$

$$i4 = \frac{Vo - VB}{R2} \quad (2.54)$$

$$i5 = \frac{Vi - VB}{RA} \quad (2.55)$$

$$i6 = \frac{VB}{RB} \quad (2.56)$$

$$VB = VC \quad (2.57)$$

Hukum *kirchoff* 1 pada titik C,
 $i_5 = i_6$

(2.58)

$$V_B = V_C = \frac{R_B}{R_A + R_B} \cdot V_i$$

(2.59)

$$\frac{V_i - V_B}{R_A} = \frac{V_B}{R_B}$$

(2.60)

$$\frac{V_i}{R_A} - \frac{V_B}{R_A} = \frac{V_B}{R_B}$$

(2.61)

$$\frac{V_i}{R_A} = \frac{V_B}{R_B} + \frac{V_B}{R_A}$$

(2.62)

$$\frac{V_i}{R_A} = V_B \left(\frac{1}{R_B} + \frac{1}{R_A} \right)$$

(2.63)

$$V_B \left(\frac{R_A + R_B}{R_A \cdot R_B} \right) = \frac{V_i}{R_A}$$

(2.64)

Hukum *kirchoff* 1 pada titik B,
 $i_3 = i_4$

(2.65)

$$(V_A - V_B)j\omega \cdot C_2 + \frac{V_O - V_B}{R_2} = 0$$

(2.66)

$$V_A \cdot j\omega \cdot C_2 - V_B \cdot j\omega \cdot C_2 = \frac{-V_O}{R_2} + \frac{V_B}{R_2}$$

(2.67)

$$V_A \cdot j\omega \cdot C_2 = \frac{-V_O}{R_2} + V_B \left(\frac{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2 + 1}{R_2} \right)$$

(2.68)

$$V_A = \frac{-V_O}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} + V_B \left(\frac{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2 + 1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} \right)$$

(2.69)

$$V_A = \frac{-V_O}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} + V_B \left(1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} \right)$$

(2.70)

Hukum *kirchoff* 1 pada titik A,
 $i_1 + i_2 = i_3$

(2.71)

$$\frac{V_i - V_A}{R_1} + (V_O - V_A)j\omega \cdot C_1 = (V_A - V_B)j\omega \cdot C_2$$

(2.72)

$$\frac{V_i}{R_1} - \frac{V_A}{R_1} + V_o \cdot j\omega \cdot C_1 - V_A \cdot j\omega \cdot C_1 = V_A \cdot j\omega \cdot C_2 - V_B \cdot j\omega \cdot C_2 \quad (2.73)$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o \cdot j\omega \cdot C_1 = \frac{V_A}{R_1} + V_A \cdot j\omega \cdot C_1 + V_A \cdot j\omega \cdot C_2 - V_B \cdot j\omega \cdot C_2 \quad (2.74)$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o \cdot j\omega \cdot C_1 = V_A \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot C_1 + j\omega \cdot C_2 \right) - V_B \cdot j\omega \cdot C_2 \quad (2.75)$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o \cdot j\omega \cdot C_1 = \left\{ \frac{-V_o}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} + V_B \left(1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} \right) \right\} \cdot \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot C_1 + j\omega \cdot C_2 \right) - V_B \cdot j\omega \cdot C_2 \quad (2.76)$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o = \left(j\omega \cdot C_1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} \right) + \left(\frac{C_1 + C_2}{C_1 \cdot C_2} \right) = V_B \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot (C_1 + C_2) \right) - V_B \cdot j\omega \cdot C_2 \quad (2.77)$$

$$\frac{V_i}{R_1} + V_o \left(j\omega \cdot C_1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} \right) + \left(\frac{C_1 + C_2}{C_1 \cdot C_2} \right) = V_B \left[\left(1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} \right) \cdot \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot (C_1 + C_2) \right) - j\omega \cdot C_2 \right] \quad (2.78)$$

$$V_o \left(j\omega \cdot C_1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} \right) + \left(\frac{C_1 + C_2}{C_1 \cdot C_2} \right) = V_B \left[\left(1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_2} \right) \cdot \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot (C_1 + C_2) \right) - j\omega \cdot C_2 \right] - \frac{V_i}{R_1} \quad (2.79)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-\frac{1}{R_1} + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left(\frac{1}{R_1} + j\omega \cdot (C_1 + C_2) \right) + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} + \left(\frac{C_1 + C_2}{C_1 \cdot C_2} \right) - j\omega \cdot C_2}{j\omega \cdot C_1 + \frac{1}{j\omega \cdot C_2 \cdot R_1 \cdot R_2} + \frac{C_1 + C_2}{C_1 \cdot C_2}} \quad (2.80)$$

Jika $C_1 = C_2 = C$ maka,

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-\frac{1}{R_1} + \frac{R_B}{R_A + R_B} \left(\frac{1}{R_1} + j\omega C + \frac{1}{j\omega C R_1 R_2} + \frac{2}{R_2} \right)}{j\omega C + \frac{1}{j\omega C R_1 R_2} + \frac{2}{R_2}} \quad (2.81)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-1 + \frac{RB}{RA+RB} \left(1 + j\omega C + \frac{1}{j\omega CR_2} + \frac{2R_1}{R_2} \right)}{j\omega CR_1 + \frac{1}{j\omega CR_2} + \frac{2R_1}{R_2}} \quad (2.82)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1 + \frac{RB}{RA+RB} \left(1 + j\omega CR_1 + \frac{1}{j\omega CR_2} + \frac{2R_1}{R_2} \right)}{-j\omega CR_1 + \frac{1}{j\omega CR_2} + \frac{2R_1}{R_2}} \quad (2.83)$$

$$Acl = \frac{V_o}{V_i} = \frac{1 + \frac{RB}{RA+RB} \left(\left(1 - \frac{2R_1}{R_2} \right) + j \left(\frac{1}{\omega CR_2} - \omega CR_1 \right) \right)}{-\frac{2R_1}{R_2} - j \left(\frac{1}{\omega CR_2} - \omega CR_1 \right)} \quad (2.84)$$

Frekuensi resonansi apabila bagian imajiner sama dengan nol.

$$\frac{1}{\omega r.C.R_2} - \omega r.C.R_1 = 0 \quad (2.85)$$

$$\omega r^2.C^2.R_1.R_2 = 1 \quad (2.86)$$

$$\omega r^2 = \frac{1}{C^2.R_1.R_2} \quad (2.87)$$

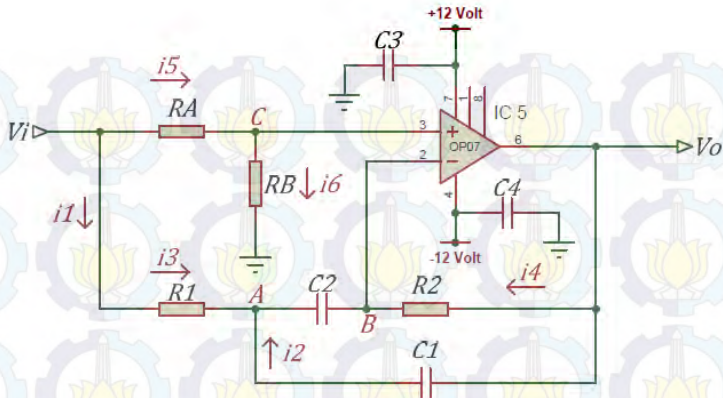
$$\omega = \frac{1}{\sqrt{C.R_1.R_2}} \quad (2.88)$$

Penguatan pada saat frekuensi input sama dengan frekuensi resonansi (Ar) maka Persamaan menjadi.

$$Ar = \frac{1 + \frac{RB}{RA+RB} \left(-1 - \frac{2R_1}{R_2} \right)}{\frac{2R_1}{R_2}} \quad (2.89)$$

$$Ar = \frac{1 + \frac{RB}{RA+RB} \left(\frac{-R_2 - 2R_1}{R_2} \right)}{\frac{2R_1}{R_2}} \quad (2.90)$$

$$Ar = \frac{-R_2}{2R_1} + \frac{RB}{RA+RB} \left(\frac{R_2 + 2R_1}{2R_1} \right) \quad (2.91)$$



Gambar 2. 13 Rangkaian BSF/ Notch Filter

Apabila penguatan $|A_{cl}|$ turun menjadi 0.707 maka dua buah frekuensi yaitu frekuensi *cut-off* bawah (ω_{cl}) dan frekuensi *cut-off* atas (ω_{ch}), lebar bidang frekuensi (*bandwidth*) adalah:

$$B = \frac{2}{R2.C} \quad (2.92)$$

2.3.1.6 Filter Sinyal Waktu Diskrit

Filter sinyal waktu diskrit atau filter digital merupakan suatu sistem yang melakukan suatu hitungan *diskrit* waktu sinyal yang berfungsi untuk menghilangkan *noise* pada sinyal. Fungsi dari filter sinyal waktu diskrit ini sebenarnya sama dengan filter analog akan tetapi secara fisik berbeda karena filter analog sendiri merupakan suatu rangkaian elektronika yang berfungsi untuk menghilangkan *noise* pada sinyal. Selain berfungsi untuk menghilangkan *noise* pada suatu sinyal, filter digital ini juga berfungsi untuk merestorasi suatu sinyal yang telah terdistorsi, antara lain suatu sinyal yang dihasilkan oleh suatu rangkaian elektronika yang kurang baik. Filter sinyal waktu *diskrit* atau filter digital ini juga digunakan dalam sebuah algoritma pengolahan sinyal filter digital yang dapat dilihat seperti pada Gambar 2.14.

Pada diagram blok umum filter digital $x[n]$ merupakan input sistem dan $y[n]$ merupakan output sistem. Hubungan antara input sistem digital dan output sistem digital tersebut dituliskan dalam Persamaan beda (*filter*) yaitu pada Persamaan (2.93),

$$y(n) = b_0x(n) + b_1x(n-1) + b_2x(n-2) + \dots + b_Mx(n-M) - a_0y(n) - a_1y(n-1) - a_2y(n-2) - \dots - a_Ny(n-N) \quad (2.93)$$

Penjelasan dari Persamaan diatas, b_i , $0 \leq i \leq M$ dan a_j , $0 \leq j \leq N$ merupakan koefisien *filter* dan n merupakan deret ke. Persamaan (2.93) juga dapat ditulis seperti pada Persamaan (2.94),

$$y(n) = \sum_{i=0}^M b_i \cdot x(n-i) - \sum_{j=1}^N a_j \cdot y(n-j) \quad (2.94)$$

Berdasarkan Persamaan (2.93) dan (2.94) bisa diketahui bahwa output *filter* merupakan hasil penjumlahan bobot dari nilai input $x(n)$ saat ini dan nilai sebelumnya yaitu $x(n-1) \dots x(n-M)$ dan nilai output sebelumnya yaitu $y(n-1) \dots y(n-N)$. Dengan asumsi bahwa semua kondisi awal adalah nol, maka transformasi Z dari Persamaan (2.94) adalah Persamaan (2.95),

$$Y(z) = b_0X(z) + b_1X(z)z^{-1} + \dots + b_MX(z)z^{-M} - a_1Y(z)z^{-1} - \dots - a_NY(z)z^{-N} \quad (2.95)$$

Penjelasan dari Persamaan diatas, $H(z)$ merupakan fungsi alih dari sistem. $H(z)$ dan $h(n)$ disebut respon *impuls*. Pada aplikasinya, fungsi alih merupakan pengembangan dari adanya Persamaan beda yang diberikan. seperti Persamaan (2.96).

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{b_0z^0 + b_1z^{-1} + \dots + b_Mz^{-M}}{1 + a_1z^{-1} + \dots + a_Nz^{-N}} \quad (2.96)$$

Struktur *filter* digital dapat didiskripsikan menggunakan tiga blok elemen dasar yaitu elemen tunda (*delay*), pengali (*multiplier*) dan penjumlah (*adder*).



Gambar 2.14 Blok umum filter digital

Persamaan (2.96) merupakan Persamaan *filter* jenis IIR (*infinite Impulse Response*). Filter jenis IIR ini memiliki output yang dipengaruhi oleh output sebelumnya. Sedangkan jenis filter lainnya yaitu filter FIR (*Finite Impulse Response*) merupakan jenis filter yang hanya dipengaruhi oleh koefisien *filter* dan deret input saja. Untuk Persamaan beda dari filter FIR ini dapat dilihat pada Persamaan (2.97).

$$y(n) = \sum_{l=0}^M b_l x(n-l) \quad (2.97)$$

Penjelasan dari Persamaan diatas yaitu b_l merupakan koefisien *filter*. Koefisien ini dihubungkan secara langsung dengan sistem *impulse* respon yaitu $b_l = h(l)$. Jadi pada Persamaan lanjutannya dapat dituliskan seperti pada Persamaan (2.98).

$$y(n) = \sum_{l=0}^M h(l) \cdot x(n-l) \quad (2.98)$$

Dengan menggunakan transformasi Z untuk Persamaan (2.98), maka hubungan input dan output sistem dapat ditulis pada Persamaan (2.99).

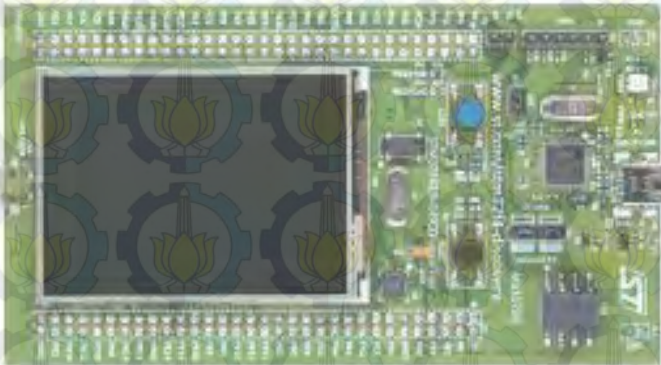
$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \sum_{l=0}^M b_l \cdot z^{-l} = \sum_{l=0}^M h(l) \cdot z^{-l} \quad (2.99)$$

2.3.2. Mikrokontroler STM32F429

STM32F429 discovery merupakan modul dari ST Electronic berbasis mikrokontroler arsitektur ARM 32bit dengan prosesor STM32F429ZIT6U dan termasuk juga sebuah ST-LINK/V2 sebagai media debug antara computer dengan kontroller .mempunyai banyak fitur seperti :

- Mikrokontroler STM32F429ZIT6 dengan memori flash 2MB, 256 KB RAM di paket LQFP144.

- On-board ST-LINK/V2 dengan pilihan mode switch untuk menggunakan kit sebagai STLINK mandiri/ V2 (dengan konektor SWD untuk pemrograman dan debugging).
- Board power supply: melalui jalur USB atau dari supply luar 3 Volt atau 5 Volt.
- L3GD20, ST MEMS sensor gerak, 3-axis gyroscope keluaran digital.
- TFT LCD (Thin-film-transistor liquid-crystal display) 2.4", 262K warna RGB , 240 x 320 titik.
- SDRAM 64 Mbits (1 Mbit x 16-bit x 4-bank) termasuk Auto Refresh Mode dan Power-Saving.
- Enam LED: LD1 (merah/ hijau) untuk komunikasi USB, LD2 (merah) untuk 3,3 V power-on, Dua LED pengguna (LD3: hijau, LD4: merah), Dua LED USB OTG (LD5: hijau → VBUS dan LD6: merah → OC).
- Dua pushbuttons (pengguna dan reset).
- OTG USB dengan mikro-AB connector
- Sambungan header untuk LQFP1441/ Os untuk koneksi cepat ke papan prototyping dan probe yang mudah.



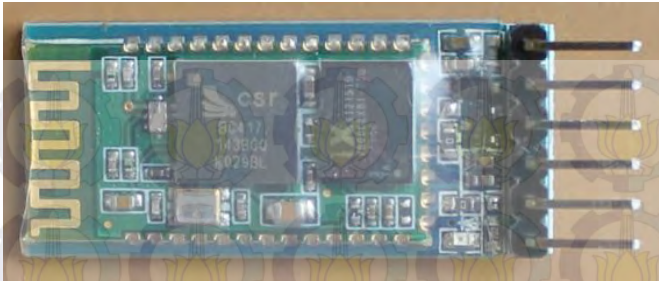
Gambar 2.15 STM32F429 [1]

Untuk Chip STM32F429ZIT6U mempunyai banyak fitur yang dapat digunakan, seperti I/O, Timer, ADC, dan DMA. Kecepatan clock nya bisa mencapai 168Mhz sehingga memungkinkan untuk mengerjakan perintah program yang cukup yang panjang dalam cukup singkat. Pada Gambar 2.15 merupakan fisik dari board STM32f429:

2.3.3 Bluetooth HC-05

Modul bluetooth HC05 merupakan modul bluetooth siap pakai untuk membuat embedded project yang memiliki kemampuan SPP (Serial Port Protocol) sehingga mudah digunakan untuk wireless communication yang mengkonversi port serial ke bluetooth. Modul bluetooth ini memiliki 2 mode operasi yaitu mode eksekusi manual yaitu modul bluetooth ini akan merespon saat diperintahkan untuk terkoneksi dengan perangkat lain, serta mode koneksi otomatis yaitu modul bluetooth ini akan bekerja ketika catu daya diaktifkan dan akan terkoneksi dengan perangkat bluetooth lain untuk berkomunikasi.

Modul bluetooth HC05 ini memiliki 3 fungsi pada mode otomatis yang dapat disetting yaitu sebagai *master*, *slave*, dan *loopback*. Ketika modul bluetooth HC05 ini difungsikan sebagai mode master maka modul bluetooth HC05 ini berfungsi mengirimkan perintah kepada slave, namun ketika difungsikan sebagai mode slave maka modul bluetooth HC05 ini berfungsi untuk menerima data dari master. Ketika mode otomatis ini bekerja maka komunikasi yang dilakukan oleh modul Bluetooth HC05 ini akan berada pada posisi settingan terakhir kalinya. Seperti halnya ketika modul Bluetooth HC05 diatur sebagai master, maka pengaturan terakhir yang sebagai master inilah yang digunakan sebagai pengaturan default pada modul bluetooth HC05. Jika menginginkan mode control pada modul bluetooth HC05 maka harus mengirimkan perintah AT command untuk mengatur parameter dan mengirimkan perintah control pada modul bluetooth HC05. Pengaturan mode kerja pada modul bluetooth HC05 dapat diatur melalui modul PIN (PIO11) input level.

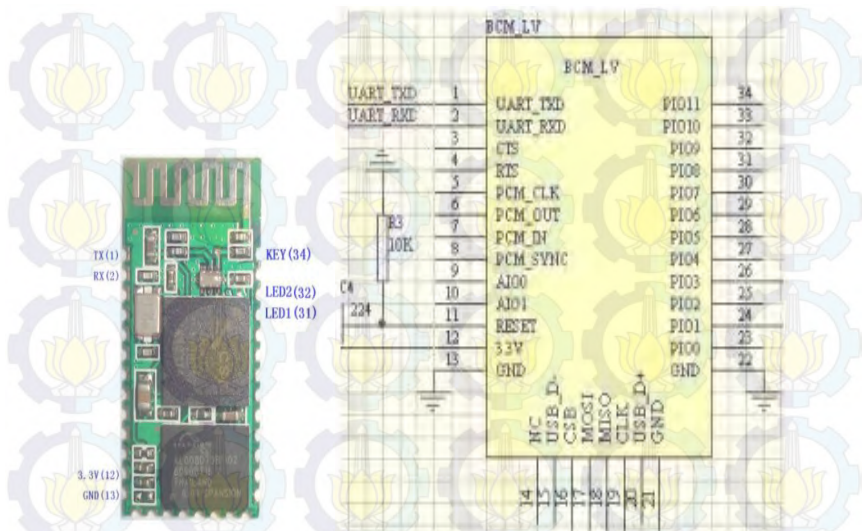


Gambar 2.16 Modul Bluetooth HC05 dengan adapter [1]

Spesifikasi dari modul bluetooth HC05 antara lain:

- a) Wireless transceiver, dengan sensitivitas (bit error rate) sampai -80dBm dan perubahan daya keluaran berkisar antara -4dBm sampai +6dBm.
- b) Memiliki sebuah modul EDR, dengan perubahan modulasi 2Mbps – 3Mbps.
- c) Frekuensi 2,4GHz, tanpa menggunakan antenna.
- d) Memiliki flash sebesar 8Mbit
- e) Tegangan kerja 3,1V – 4,2V, dengan arus pada saat pairing 30 – 40mA.
- f) Arus pada saat komunikasi sebesar 8mA.
- g) Memiliki port HCI standar UART atau USB
- h) Ukuran yang sangat kecil (27mm x 13mm x 2mm).
- i) Suhu operasi dari bluetooth antar -25°C sampai +75°C.
- j) Gelombang interferensi sebesar 2,4GHz dengan power emitting sebesar 3dBm.

Selain itu, jika dibandingkan dengan tipe serupa yaitu HC-06, HC-05 lebih unggul. Sebagaimana yang telah dijelaskan pada paragraph sebelumnya bahwa HC-05 dapat diatur menjadi *master*, *slave*, *loopback*. Sedangkan pada tipe HC-06, modul ini hanya dapat berfungsi sebagai *slave*. Secara teori, satu buah modul *Bluetooth* yang difungsikan sebagai *master*, dapat disambungkan ke 7 modul *Bluetooth* yang difungsikan sebagai *slave*. Sehingga satu modul *Bluetooth* dapat memberi perintah ke 7 modul *Bluetooth* lainnya. Karena HC-05 dapat difungsikan sebagai *slave* ataupun *master* maka dapat memudahkan penggunaannya. Pengguna bisa mengatur sifat *slave* atau *master* dari HC-05 sesuai dengan kebutuhan.



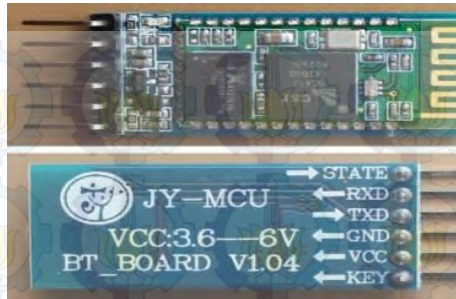
Gambar 2.17 Modul Bluetooth HC05 [1]

Keterangan dari pin – pin pada modul Bluetooth HC05 pada Gambar 2.17 dapat dilihat pada table 2.2

Tabel 2. 2 Keterangan pin – pin dari modul Bluetooth HC05 [1]

Nama Pin	No. Pin	Jenis pin	Keterangan
UART_TX	1	CMOS output, tri-stable dengan pelemahan pull-down dalam	UART Data output
UART_RX	2	CMOS input, dengan pelemahan pull-down dalam	UART Data input
UART_CTS	3	CMOS input, dengan pelemahan pull-down dalam	Data UART telah terkirim, Aktif low
UART_RTS	4	CMOS output, tri-stable dengan pelemahan pull-down dalam	Perintah UART untuk mengirim data, aktif low
PCM_CLK	5	Bi-Directional	
PCM_OUT	6	CMOS output	
PCM_IN	7	CMOS input	
PCM_SYNC	8	Bi-Directional	
AIO0	9	Bi-Directional	Programmable

			input/output
AIO1	10	Bi-Directional	Programmable input/output
RESETB	11	CMOS input, dengan pelemahan pull-down dalam	
VCC	12	3.3V	
GND	13	VSS	Ground pot
1.8V	14	VDD	Tersedia catu daya 1.8V (+) dengan regulator dalam dengan keluaran 1,7 – 1,9V
USB -	15	Bi-Directional	
SPI_CSB	16	CMOS input, dengan pelemahan pull-down dalam	
SPI_MOSI	17	CMOS input, dengan pelemahan pull-down dalam	
SPI_MISO	18	CMOS input, dengan pelemahan pull-down dalam	
SPI_CLK	19	CMOS input, dengan pelemahan pull-down dalam	
USB +	20	Bi-Directional	
GND	21	VSS	Ground pot
GND	22	VSS	Ground pot
PIO0	23	Bi-Directional RX EN	Programmable input/output, kontrol untuk LNA (jika dibutuhkan)
PIO1	24	Bi-Directional TX EN	Programmable input/output, kontrol untuk PA (jika dibutuhkan)
PIO2	25	Bi-Directional	Programmable input/output
PIO3	26	Bi-Directional	Programmable input/output
PIO4	27	Bi-Directional	Programmable input/output
PIO5	28	Bi-Directional	Programmable input/output
PIO6	29	Bi-Directional	Programmable input/output
PIO7	30	Bi-Directional	Programmable input/output
PIO8	31	Bi-Directional	Programmable input/output
PIO9	32	Bi-Directional	Programmable input/output
PIO10	33	Bi-Directional	Programmable input/output
PIO11	34	Bi-Directional	Programmable input/output



Gambar 2.18 Pin Keluaran Modul HC05 [1]



Gambar 2.19 Pin Keluaran Modul USB to TTL [1]

Tata cara untuk melakukan komunikasi dengan menggunakan modul bluetooth HC05 menggunakan AT command yaitu dengan cara dibantu oleh modul USB to TTL yang digunakan untuk melakukan pengaturan mode pada modul Bluetooth HC05 untuk komunikasi modul bluetooth HC05 dengan komputer. Perintah AT command dikirimkan untuk memilih mode sebagai Master atau Slave dengan komunikasi serial. Untuk perintah pengiriman menggunakan “AT+ROLE=1\r\n” role+1 mengatur bahwa HC05 digunakan sebagai Master, dan “AT+ROLE=0\r\n” untuk pengaturan HC05 dalam mode slave. \r\n merupakan karakter wajib yang perlu ditambahkan pada saat pengiriman AT command. Selain itu pada proses ini, juga diatur baud rate bluetooth sesuai dengan perangkat yang akan dikoneksikan. Pada saat pairing atau dua buah modul bluetooth saling berkomunikasi (pairing) pada HC05 pin LED akan mengeluarkan logika high, hal ini akan memudahkan pengguna dalam mengetahui apakah pairing antar Bluetooth sudah selesai atau masih sedang mencari perangkat. Berikut ini merupakan perintah –

perintah yang digunakan dalam pengaturan komunikasi antara bluetooth master dan slave.

Command	Response	Parameter
AT+ROLE=<Param>	OK	Param: 0---- Slave role 1---- Master role 2---- Slave-Loop role Default: 0
AT+ROLE?	+ROLE:<Param> OK	

Gambar 2.20 Pengaturan role sebagai *master* atau *slave* [7]

Command	Response	Parameter
AT+ADDR?	+ADDR: <Param> OK	Param: Bluetooth address

Bluetooth address will show as this way: NAP: UAP: LAP(Hexadecimal)

Gambar 2.21 Pengaturan untuk melihat *address* [7]

Command	Response	Parameter
AT+CMODE=<Param>	OK	Param: 0----connect the module to the specified Bluetooth address. (Bluetooth address can be specified by the binding command) 1----connect the module to any address (The specifying address has no effect for this mode.) 2----Slave-Loop Default connection mode: 0
AT+CMODE?	+CMODE:<Param> OK	

Gambar 2.22 Pengaturan untuk mengetahui koneksi [7]

Command	Response	Parameter
AT+BIND=<Param>	OK	Param----Bluetooth address needed to be bind Default address: 00:00:00:00:00:00
AT+BIND?	+BIND:<Param> OK	

Gambar 2.23 Pengaturan untuk memasukkan *address* [7]

Command	Response	Parameter
AT+PAIR=<Param1>,<Param2>	1. OK----success 2. FAIL----failure	Param1: Bluetooth address of remote device Param2: limited time of connection (second)

Gambar 2.24 Pengaturan untuk menghubungkan *Bluetooth* [7]

Command	Response	Parameter
AT+LINK=<Param>	1. OK----success 2. FAIL----failure	Param: Bluetooth address of remote device

Gambar 2.25 Pengaturan untuk pengecekan koneksi [7]

2.4. Modul Kontrol

Rangkaian ini menggunakan STM32F407 sebagai input untuk parameter kontrolnya. Rangkaian kontrol menggunakan *LCD character 20x4, membrane keypad matrix 3x4*, dan IC PC 871.

2.4.1 Mikrokontroler STM32F407

STM32F4 discovery adalah modul dari ST Electronic berbasikan mikrokontroler arsitektur ARM 32bit dengan prosesor STM32F407VGT6 dan termasuk sebuah ST-LINK/V2 sebagai alat debug. mempunyai banyak fitur seperti digital accelerometer, ST MEMS digital microphone, audio DAC yang reintegrasi pengendali speaker kelas D, Led, tombol dan sebuah konektor USB OTG Micro-AB. Untuk Chip STM32F407VGT6 mempunyai banyak fitur yang dapat digunakan, seperti I/O, Timer, ADC, dan DMA. Kecepatan clock nya bisa mencapai 168Mhz sehingga memungkinkan untuk mengerjakan perintah program yang cukup yang panjang dalam cukup singkat. pada Gambar 2.26 merupakan fisik dari Board STM32F407. STM32F4 memiliki 3 ADC didalamnya yaitu ADC1, ADC2 dan ADC3. Setiap ADC memiliki resolusi maximal 12 bit dan bisa diatur 10 bit, 8 bit atau 6 bit. Ada 16 pin (channel) yang tersedia untuk input sinyal analog dan tambahan tiga input untuk pengukuran suhu chip (Vtemp), tegangan referensi (Vref) dan tegangan baterai

(Vbat). ADC3 hanya terhubung dengan 8 channel sedangkan ADC1 dan ADC2 terhubung 16 channel dan untuk Vtemp, Vref, serta Vbat hanya terhubung ke ADC1 sebagai master. Tipe ADC yang terdapat pada internal STM32 adalah tipe Flash ADC, sehingga waktu konversi untuk setiap blok ADC bisa mencapai 0.5 us. Blok diagram dari ADC seperti Gambar 2.27.

Berdasarkan Application note STM AN3116 menjelaskan tentang beberapa contoh mode operasi. ADC dapat dikonfigurasi dengan mode single conversion atau continuously conversion. Konversi dapat dilakukan untuk single channel atau multiple channel. Setiap mode dapat dipicu atau dipicu dengan menggunakan memory-mapped register atau external trigger seperti timer. Berikut beberapa contoh mode operasi yang dapat digunakan pada ADC STM32F4 :

1. Single-channel & single-conversion
2. Multi-channel (scan) & multiple-conversion
3. Single-channel & continuous operation
4. Multi-channel (scan) & continuous operation

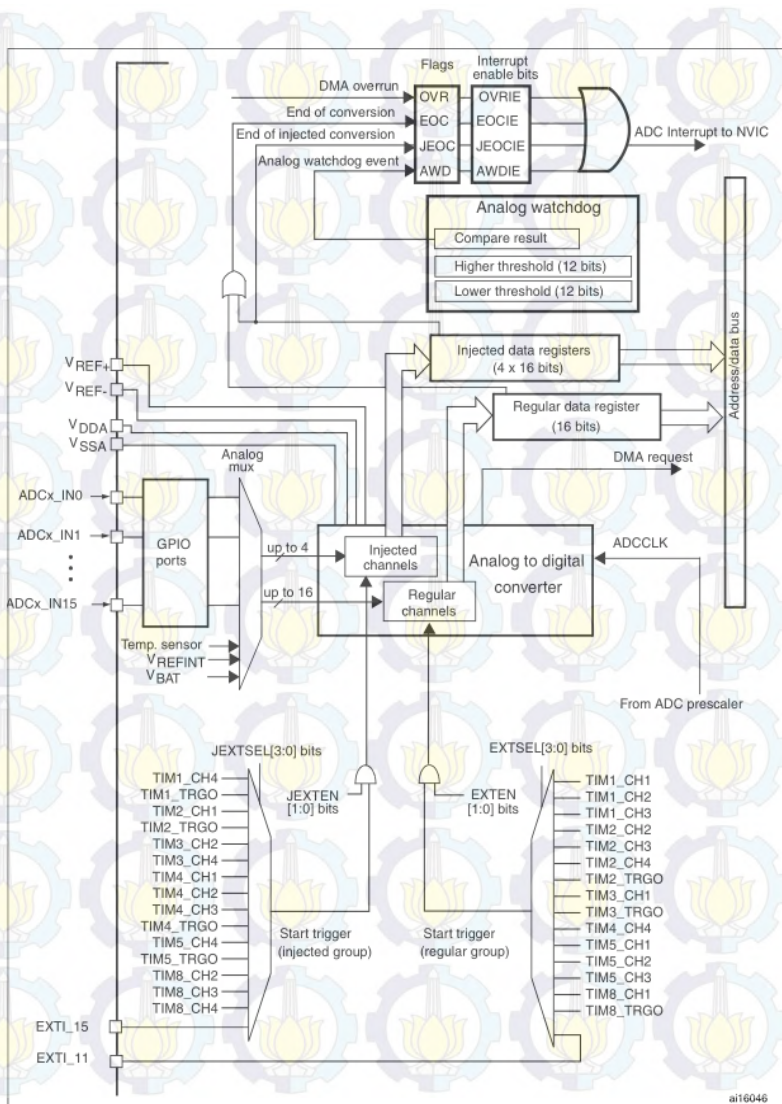
Resolusi dari tiap bit ADC dapat dihitung dengan Persamaan (2.33):

$$\text{resolusi} = \frac{v_{\text{reff}}}{2^n} \quad (2.33)$$

Dimana v_{reff} adalah tegangan referensi, n adalah jumlah bit ADC.



Gambar 2.26 STM32F4 discovery Board [10]



Gambar 2. 27 Blok diagram ADC STM32F4[10]

2.4.2 LCD Character 20x4

Pada Tugas Akhir ini, *LCD* digunakan sebagai *display* untuk pertanyaan-pertanyaan yang diajukan sebelum sistem dijalankan. Berikut merupakan karakteristik dari *LCD character 20x4*.

■ ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS					
Item	Symbol	Standard Value			Unit
		Min.	Typ.	Max.	
Supply Voltage for Logic	V_{DD}	0	—	7.0	V
Supply Voltage for LCD Driver	$V_{DD}-V_{EE}$	—	—	13.5	V
Input Voltage	V_I	V_{SS}	—	V_{DD}	V
Operature Temp.	T_{opr}	0	—	50	°C
Storage Temp.	T_{stg}	-20	—	70	°C

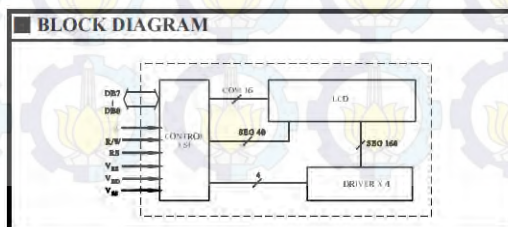
Gambar 2.28 Nilai tegangan *input* yang diizinkan [11]

■ ELECTRICAL CHARACTERISTICS (REFLECTIVE TYPE)					
Item	Symbol	Test Condition	Standard Value		
			Min.	Typ.	Max.
Input "High" Voltage	V_{IH}	—	2.2	—	V_{EE}
Input "Low" Voltage	V_{IL}	—	—	—	0.6
Output "High" Voltage	V_{OH}	$I_{OH}=0.2mA$	2.2	—	—
Output "Low" Voltage	V_{OL}	$I_{OL}=1.2mA$	—	—	0.4
Supply Current	I_{DD}	$V_{DD}=5.0A$	—	2.5	4.0

Gambar 2.29 Karakteristik kelistrikan *LCD* [11]

■ PIN FUNCTIONS					
No	Symbol	Function	No	Symbol	Function
1	V_{SS}	GND, 0V	10	DB3	Data Bus
2	V_{DD}	+5V	11	DB4	—
3	V_{EE}	for LCD Drive	12	DB5	—
4	RS	Function Select	13	DB6	—
5	R/W	Read/Write	14	DB7	—
6	E	Enable Signal	15	LEDA	LED Power Supply
7-9	DB0-DB2	Data Bus Line	16	LEDA	

Gambar 2.30 Konfigurasi pin *LCD* [11]

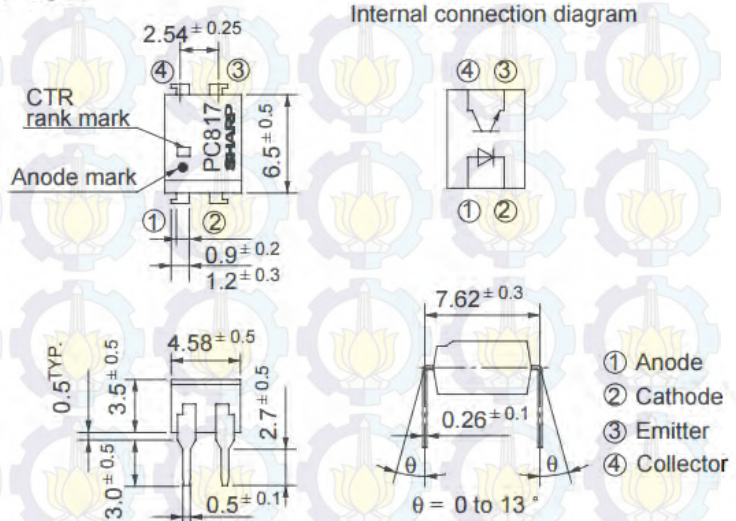


Gambar 2.31 Diagram Blok LCD [11]

2.4.3 IC PC817

Pada Tugas Akhir ini, PC817 digunakan untuk rangkaian penghubung dari STM32F407 ke *treadmill*. IC ini berisikan 1 buah *optocoupler*. Berikut merupakan karakteristik dari IC PC817.

PC817

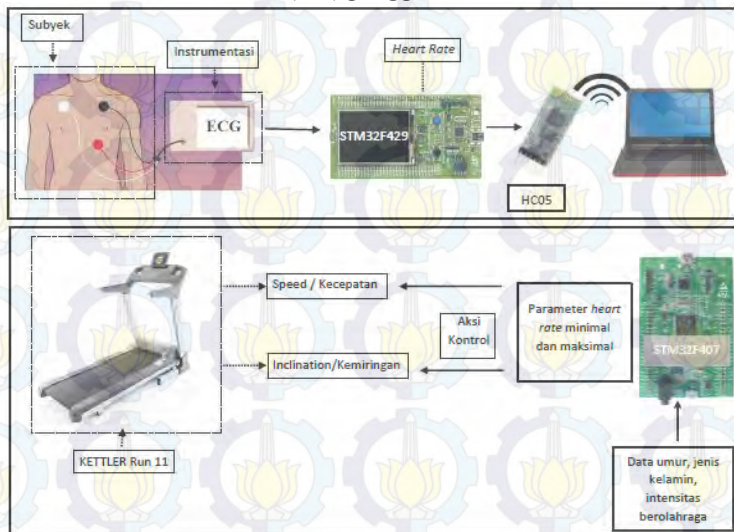


Gambar 2.32 Bagian-bagian pada IC PC817[12]

BAB 3 PERANCANGAN SISTEM

Bab perancangan sistem ini menjelaskan sistem secara keseluruhan dan desain dari tiap-tiap blok yang ada. Sistem yang dirancang pada tugas akhir ini akan dibagi menjadi 3 bagian, yakni bagian ECG, rangkaian kontrol, serta PC. Secara keseluruhan sistem akan bekerja mulai dari pengambilan data heart rate menggunakan ECG wireless, kemudian ECG akan mengirimkan data via Bluetooth ke rangkaian kontrol yang sudah terhubung ke treadmill. Selain kedua bagian ini, adapula komputer untuk melakukan monitoring. Apabila sedang dilakukan monitoring dengan menggunakan komputer, ECG wireless akan mengirimkan data ke komputer.

Gambar 3.1 menunjukkan keseluruhan sistem. Dimana sistem dimulai dengan pengguna menjawab pertanyaan yang diajukan. Setiap pertanyaan yang diajukan memiliki nilainya masing-masing dan akan dihitung menggunakan *Karvonen Formula*. Setelah perhitungan selesai maka akan diketahui nilai minimum dan maksimum dari *heartrate* (HR) pengguna.



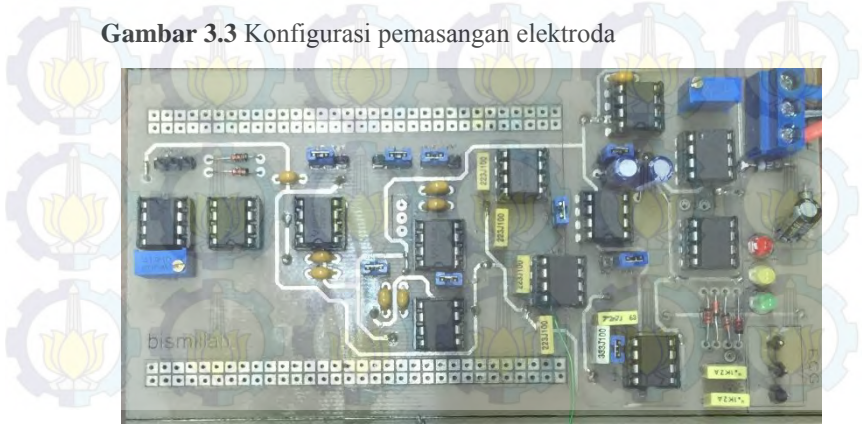
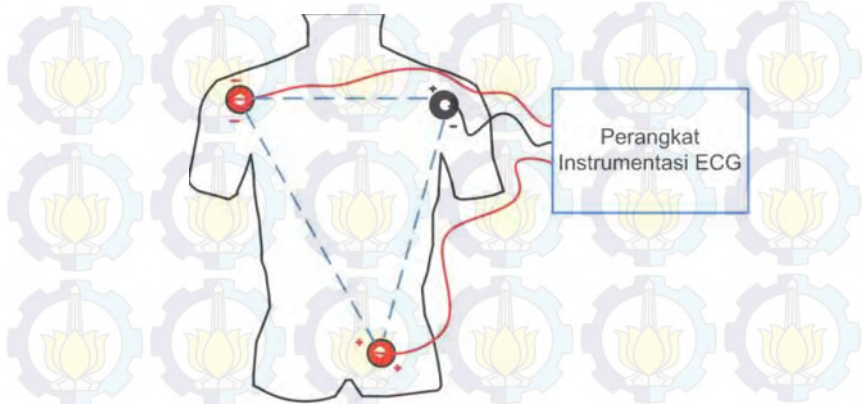
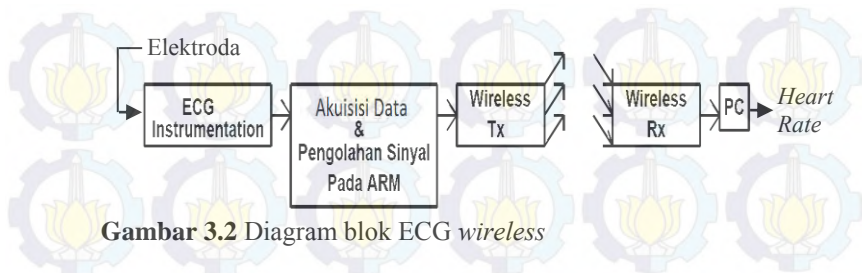
Gambar 3.1 Diagram sistem keseluruhan

3.1. Perancangan Perangkat Elektronik

Perangkat elektronik dibagi menjadi 2 bagian, yakni perancangan ECG *wireless* dan modul kontrol yang dipasangkan pada *treadmill*. Modul kontrol yang dipasangkan pada *treadmill* dinamakan modul kontrol karena didalamnya tak hanya ada rangkaian kontrol yang menyambungkan mikrokontroler STM32F407 ke *treadmill*, selain itu ada pula rangkaian penerima data pengguna.

3.1.1 ECG *Wireless*

ECG *wireless* terdiri atas rangkaian instrumentasi sinyal ECG, mikrokontroler STM32F429, USB to TTL, dan modul *Bluetooth* HC-05. Pada gambar 3.2 dapat dilihat diagram blok dari ECG *wireless* ini. Rangkaian instrumentasi sinyal ECG (ECG instrumentation) mendapat masukan dari elektroda yang ditempelkan pada bagian dada pengguna. Konfigurasi pemasangan elektroda terletak pada tulang rusuk kedua dari atas (atas dada) bagian kanan dan kiri, serta di tulang rusuk terakhir pada sisi kiri tubuh (bawah dada), untuk lebih jelasnya konfigurasi elektroda dapat dilihat pada gambar 3.3. Elektroda berfungsi untuk menyadap sinyal jantung, lalu sinyal tersebut dikuatkan menggunakan rangkaian instrumentasi sinyal ECG. Rangkaian ini terdiri atas beberapa rangkaian lainnya. Rangkaian-rangkaian itu diantaranya, *Instrumentation amplifier*, *High Pass Filter* (HPF), *Low Pass Filter* (LPF), *Band Stop Filter* (BSF), dan rangkaian op-amp penjumlah tak membalik. Setelah sinyal ECG masuk ke rangkaian *ECG Instrumentation*, sinyal ECG yang sudah mengalami penguatan akan diolah dengan *analog to digital converter* (ADC) yang dimiliki oleh STM32F429. Setelah sinyal telah di konversi menjadi sinyal digital, maka akan dikirimkan ke STM32F407 untuk mengontrol *treadmill*. Pengiriman data menggunakan sistem komunikasi *wireless* menggunakan 2 buah modul *Bluetooth* HC-05. Modul *Bluetooth* yang digunakan pada STM32F429 difungsikan sebagai *slave*. Tata cara pengaturan modul *Bluetooth* akan dijelaskan pada sub-bab 3.1.4.



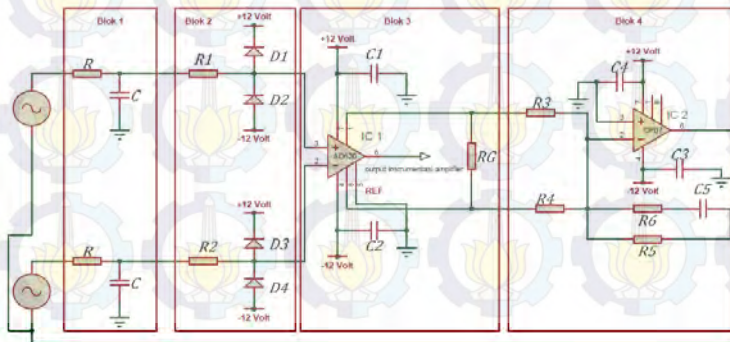
3.1.1.1 ECG Instrumentation

Pada bagian terdiri atas beberapa rangkaian. Rangkaian-rangkaian itu diantaranya, penguat instrumentasi (*instrumentation amplifier*), *High Pass Filter* (HPF), *Low Pass Filter* (LPF), *Band Stop Filter* (BSF), dan rangkaian op-amp penjumlah tak membalik. Bagian ini bertugas untuk mengolah sinyal ECG yang tersadap oleh elektroda agar siap untuk dikonversi oleh ADC yang ada pada STM32F429. Berikut merupakan penjelasan detail dari tiap-tiap rangkaian yang ada pada ECG Instrumentation:

a) Penguat Instrumentasi

Penguat instrumentasi adalah suatu penguat yang sering digunakan pada peralatan ukur atau instrument elektronik yang biasanya sinyal tegangan input sangat kecil. Penguat instrumentasi terdiri dari 3 buah op-amp, yaitu 2 buah op-amp berfungsi sebagai penyangga (*buffer*) dan yang satunya sebagai penguat selisih (*differential*)[12]. Dalam tugas akhir ini, digunakan IC AD620 yang didalamnya sudah terdapat 3 buah op-amp yang merupakan penguat instrumentasi.

Pada suatu penguat instrumentasi penguatan dari rangkaian akan berkurang terhadap frekuensi masukan, itu disebabkan karena rangkaian penguat operational memiliki parameter *gain bandwidth*, sehingga semakin tinggi frekuensi masukan maka penguatan akan semakin berkurang. Untuk mengurangi efek dari *gain bandwidth* tersebut maka pada masukan rangkaian penguat instrumentasi ditambahkan sebuah filter pasif yang berupa *Low Pass Filter* yang dapat dilihat pada Gambar 3.3 blok1. Filter pasif tersebut memiliki frekuensi *cut-off* kurang lebih 160 Hz.



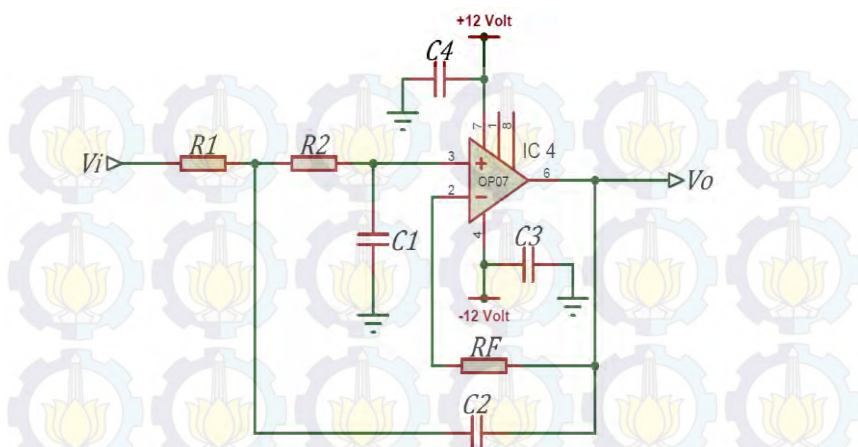
Gambar 3.5 Rangkaian Penguat Instrumentasi

Ketika pasien sedang mengalami jantung yang lemah atau tiba-tiba hilang denyut jantungnya maka para dokter menggunakan *defibrillator* yaitu alat pacu jantung. Penggunaan *defibrillator* yang memiliki tegangan yang sangat tinggi dapat merusak instrumentasi ECG. Untuk melindungi instrumentasi ECG dari tegangan yang sangat tinggi yang dihasilkan oleh alat pacu jantung (*defibrillator*) maka rangkaian ini dilindungi dengan rangkaian proteksi yang dapat dilihat pada Gambar 3.3 blok 2. Cara kerja dari rangkaian proteksi diatas yaitu apabila tegangan input lebih besar dari +12.7 volt maka dioda D4 akan ON sehingga tegangan pada input AD620 sama dengan +12.7 volt, dan ketika input lebih kecil dari -12.7 volt maka dioda D6 akan ON, sehingga tegangan pada input (+) AD620 sama dengan -12.7 volt.

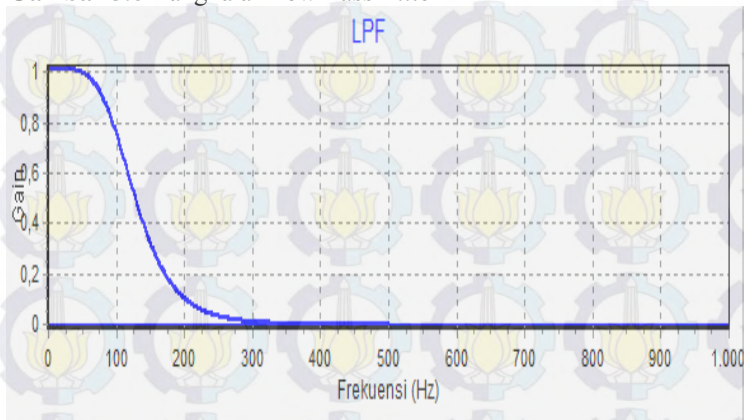
Pada suatu rangkaian selalu terdapat *noise*, untuk menghilangkan *noise* dan CMRR pada rangkaian penguat instrumentasi maka dirancanglah rangkaian *drive right leg* yang dapat dilihat pada Gambar 3.3 blok 4. Untuk perancangan rangkaian *drive left leg* ini nilai resistor yang digunakan berdasarkan rekomendasi dari datasheet AD620 yaitu dengan menggunakan resistor yang bernilai $R3=1M\Omega$ dan nilai $R6$ dan $R7$ sebesar $27k\Omega$. Rangkaian *drive left leg* ini memiliki masukan setengah dari selisih tegangan diantara masukkan (+) dan masukkan (-) AD620, atau setengah dari selisih tegangan diantara masukkan/ inputan. Cara kerja dari rangkaian ini yaitu dengan memberikan tegangan ke permukaan kulit di kaki kanan.

b) Rangkaian LPF

Low Pass Filter (LPF) yang terdapat didalam rangkaian ECG yang sedang dirancang ini berfungsi untuk meredam sinyal yang memiliki frekuensi lebih dari 100 Hz yang berasal dari interferensi gelombang RF dan untuk menghindari anti aliasing pada saat disampling. Konfigurasi topologi yang dirancang menggunakan *topologi Sallen-key*. Frekuensi *cut-off* dari *low pass filter* ini ditentukan 100 Hz karena frekuensi tertinggi dari sinyal ECG sendiri adalah 100hz.



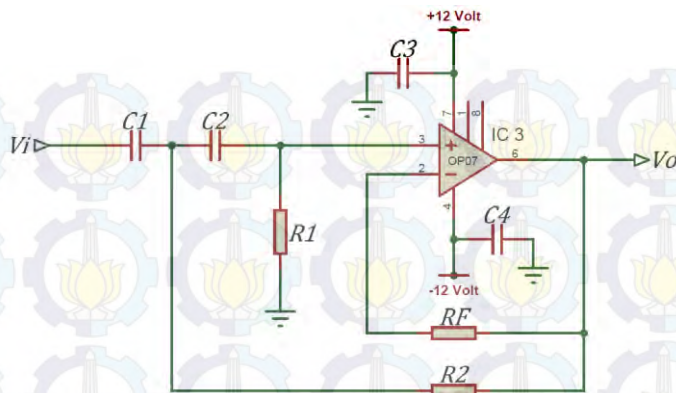
Gambar 3.6 Rangkaian Low Pass Filter



Gambar 3.7 Respon frekuensi LPF dengan frekuensi cut-off 100Hz

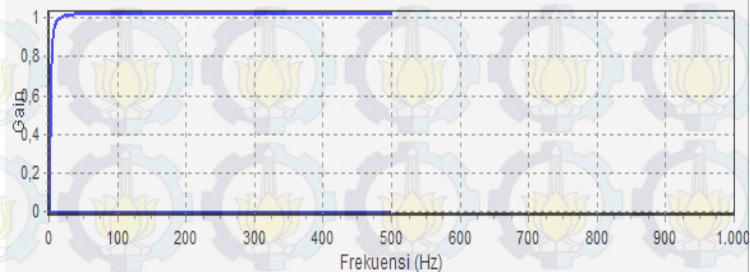
c) Rangkaian HPF

Rangkaian *High Pass Filter* berfungsi mereduksi sinyal yang berada dibawah frekuensi 0,05 Hz yang berasal dari interferensi sinyal listrik otot dan sinyal DC drift. Konfigurasi topologi yang dirancang menggunakan *topologi Sallen-key* seperti pada Gambar 3.5. Frekuensi *cut-off high pass filter* yang digunakan pada perancangan ECG kali ini dipilih 0,05 Hz dikarenakan frekuensi terendah dari sinyal ECG sendiri adalah 0.05Hz.



Gambar 3. 8 Rangkaian High Pass Filter

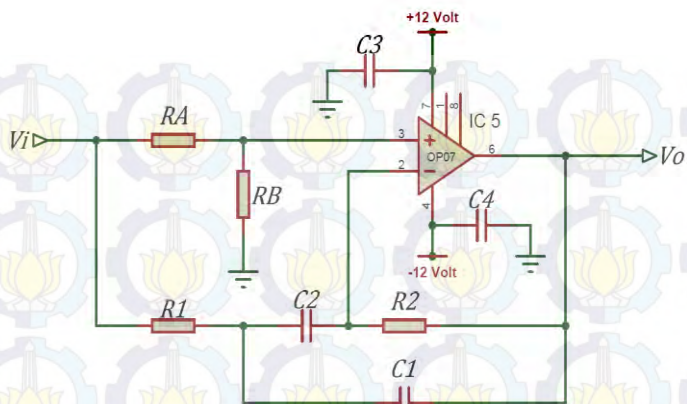
HPF



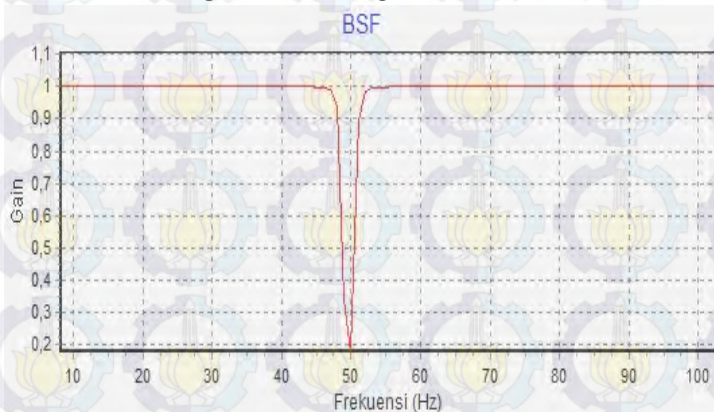
Gambar 3. 9 Respon frekuensi filter HPF ($f_c = 0.05$ Hz)

d) Rangkaian BSF

Rangkaian *Band Stop Filter* berfungsi mereduksi sinyal yang berasal dari interferensi sinyal jala-jala dengan frekuensi 50hz. Dengan rangkaian seperti pada Gambar 3.6. Untuk rangkaian BSF di cascade 3 kali dengan frekuensi kritis/center yang sama, hal ini bertujuan agar atenuasi pada saat 50hz cukup curam. Berdasarkan Persamaan (2.88) dapat diperoleh nilai resistansi dan kapasitansi dari rangkaian, jika frekuensi tengah yang diinginkan yaitu 50 Hz dan lebar bandwidth yang diinginkan yaitu 10 Hz dapat dirancang dengan menghitung nilai resistansinya.



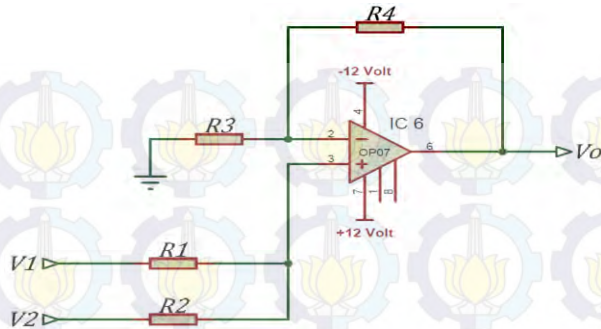
Gambar 3. 10 Rangkaian Band Stop Filter



Gambar 3. 11 Respon frekuensi BSF dengan center frekuensi 50Hz

e) Rangkaian Penjumlah

Rangkaian *Adder* atau rangkaian penjumlah ini dirancang dengan tujuan untuk menaikkan sinyal ECG sehingga yang tadinya berada pada *range negative* dapat menjadi positif agar sinyal ECG tersebut dapat terbaca secara keseluruhan dari puncak tertinggi hingga puncak terendah dalam ADC internal ARM sebab *range* dari ADC internal pada ARM yaitu 0 hingga 3 volt sedangkan sinyal ECG dari keluaran BSF memiliki *range* -1 volt hingga 1 volt.



Gambar 3. 12 Rangkaian penjumlah tak membalik

Sehingga letak dari rangkaian *Adder* atau rangkaian penjumlah ini terletak pada akhir rangkaian ECG atau sebelum masuk pada ADC (*Analog to Digital Converter*) internal ARM. Berdasarkan Persamaan (2.15) dapat diperoleh nilai dari masing-masing tahanan pada rangkaian *adder*.

$$V_0 = V_1 + V_2$$

V_0 merupakan tegangan yang akan disampling dan *hold* oleh ADC, V_1 adalah output dari BSF, V_2 adalah tegangan *offset* dengan nilai 1 volt. Sehingga Persamaan menjadi:

$$V_0 = V_1 + 1 \text{ volt}$$

Gambar dari rangkaian *adder* atau rangkaian penjumlah dapat dilihat pada Gambar 3.12.

3.1.1.2 Akuisisi Data dan Pengolahan Sinyal

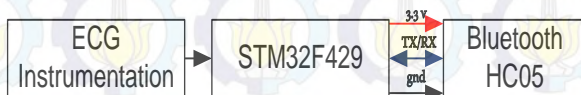
Bagian ini merupakan bagian pengolahan sinyal ECG yang didapatkan dari bagian instrumentasi. Sebelum sinyal diolah oleh mikrokontroler, pertama-tama ada proses akuisisi data yang harus dilakukan. Data yang diakuisisi adalah data dari instrumentasi ECG, ke mikrokontroler STM32F429. Hal ini dilakukan agar data analog yang didapat dari ECG *Instrumentation* dapat dikonversi menjadi data digital. *Analog to Digital Converter* (ADC) dilakukan agar dapat dilakukan perekaman sinyal jantung dan juga nilai *heart rate* oleh PC. Proses ini secara penuh dilakukan oleh mikrokontroler STM32F429. Sehingga untuk perancangan *hardware* hanya dibutuhkan mikrokontroler STM32F429 dan satu buah kabel *jumper*

untuk menghubungkan instrumentasi ECG dan mikrokontroler. Untuk spesifikasi dan tampilan dari mikrokontroler telah dijelaskan pada bab 2.

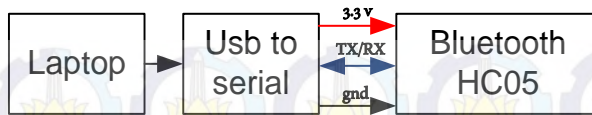
Sebagaimana yang telah dibahas pada bab sebelumnya, bahwa pada bagian instrumentasi ECG, sinyal yang tersadap oleh elektroda akan dikuatkan. Lalu setelah dikuatkan maka sinyal ini akan diolah oleh mikrokontroler. Sebelum dapat diolah tentunya dilakukan proses akuisi data sebagaimana yang telah dijelaskan pada paragraph sebelumnya. Keluaran dari instrumentasi ECG yang berupa sinyal ECG, yang sudah dikuatkan agar dapat terbaca, akan dimasukkan pada pin PC 1 dari mikrokontroler. Data yang sudah dikonversi akan diolah pada mikrokontroler untuk mendapatkan nilai *heart rate*. Proses pengolahan sinyal dilakukan dengan cara melakukan perhitungan yang bersesuaian dengan teori yang ada. Proses ini dilakukan oleh program yang dimasukkan pada mikrokontroler, sehingga penjelasan terkait akuisisi data akan dijelaskan lebih mendalam pada sub-bab Perancangan Perangkat Lunak (3.2)

3.1.1.3 Komunikasi Bluetooth

Pada komunikasi *Bluetooth* ini digunakan 2 buah modul *Bluetooth* HC-05. Modul *Bluetooth* yang ada pada STM32F429 akan difungsikan sebagai *slave* serta yang satunya akan difungsikan sebagai *master*. Pengaturan modul *Bluetooth* akan dilakukan menggunakan software *Coolterm*. Pada saat dilakukan pengaturan, modul *Bluetooth* akan disambungkan ke komputer menggunakan *USB to TTL*. Baru setelahnya akan diatur menggunakan *AT Command* melalui software *Coolterm*. Dapat dilihat pada gambar 3.13 blok diagram komunikasi *Bluetooth* yang ada pada ECG *wireless*. Sedangkan pada gambar 3.14 merupakan komunikasi *Bluetooth* yang digunakan pada laptop. ECG *wireless* akan mengirimkan data aktivitas kelistrikan jantung yang telah di akuisisi untuk keperluan monitoring nilai *heart rate* selama sesi olahraga berlangsung.



Gambar 3. 13 Komunikasi *Bluetooth* HC05 dengan STM32F429



Gambar 3. 14 Komunikasi *Bluetooth* HC05 dengan Laptop

Cara pengaturan *bluetooth* sebagai *master* pada tipe *bluetooth* HC05 yaitu:

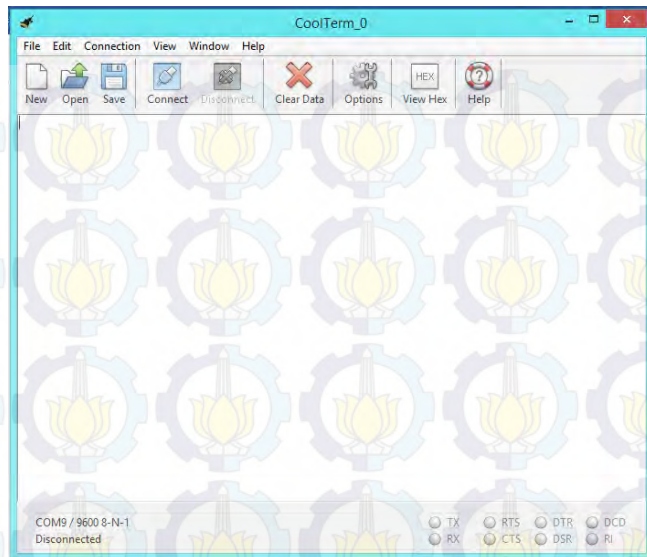
1. Buka *software coolterm* kemudian klik *option*.
2. Pilih *port* yang ingin digunakan
3. Atur nilai *baudrate* yang digunakan (38400).
4. Pada sisi kiri, pilih *Terminal* lalu klik *Line Mode*. Klik OK.
5. Klik *Connect* pada bagian atas program
6. Tuliskan AT, lalu tekan *enter*.
7. Apabila dibalas dengan tulisan “OK”, maka modul *Bluetooth* telah memasuki mode *AT Command*. Tetapi apabila belum mendapat balasan, maka tekanlah tombol kecil yang ada pada modul *Bluetooth* lalu ulangi lagi poin 6. Ini terus dilakukan sampai mendapat respon “OK”.
8. Untuk melihat *baudrate* yang ada pada modul *bluetooth* tersebut maka ketik AT+UART? kemudian tekan tombol *enter* pada *keyboard*.
9. Setelah mengetahui *baudrate* yang ada pada *bluetooth* yang selanjutnya yaitu mengatur *baudrate* sesuai yang kita butuhkan misalnya menginginkan *baudrate* 38400 cara pengaturannya yaitu dengan cara ketik AT+UART=38400,0,0 lalu tekan tombol *enter*.
10. Untuk mengetahui settingan mode *master* atau *slave* dengan cara mengetik AT+ROLE? lalu tekan tombol *enter*.
11. Setelah diketahui mode yang terdapat pada *bluetooth* untuk mengatur *bluetooth* menjadi mode *master* maka dilakukan dengan cara mengetik AT+ROLE=1 lalu tekan tombol *enter*.
12. Setelah disetting *baudrate* dan mode yang diinginkan maka *bluetooth* diatur agar dapat terhubung atau *pairing* yaitu dengan cara ketik AT+CMODE lalu tekan tombol *enter*., setelah itu atur menjadi 1 dengan cara ketik AT+CMODE=1

agar *bluetooth* memilih mode yang dapat terhubung kemanapun.

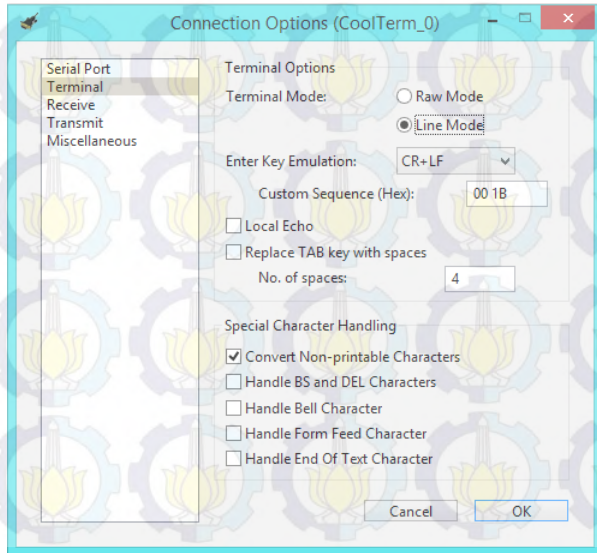
13. Cek apakah password dari modul *Bluetooth* telah diganti atau belum. Apabila belum, maka passwordnya adalah “1234”. Untuk melakukan pengecekan tuliskan pada box AT+PSWD lalu tekan tombol *enter*.
14. Apabila password telah diganti, maka modul *Bluetooth* yang satunya harus memiliki password yang sama dengan modul yang ini. Apabila memiliki password yang berbeda maka kedua *Bluetooth* tidak akan bisa melakukan *pairing*.

Pengaturan *bluetooth* sebagai *slave* pada tipe *bluetooth* HC05 sebenarnya sama saja dengan yang telah dijelaskan di atas. Hal yang berbeda terletak pada poin nomor 11. Untuk pengaturan *master*, *role* bernilai = 1. Sedangkan pada pengaturan untuk *slave* nilai *role* = 0. Untuk modul *Bluetooth* HC-05, apabila belum dilakukan pengaturan maka *role* bernilai 0. Ini dikarenakan *default* dari modul *Bluetooth* HC-05 adalah sebagai *slave*.

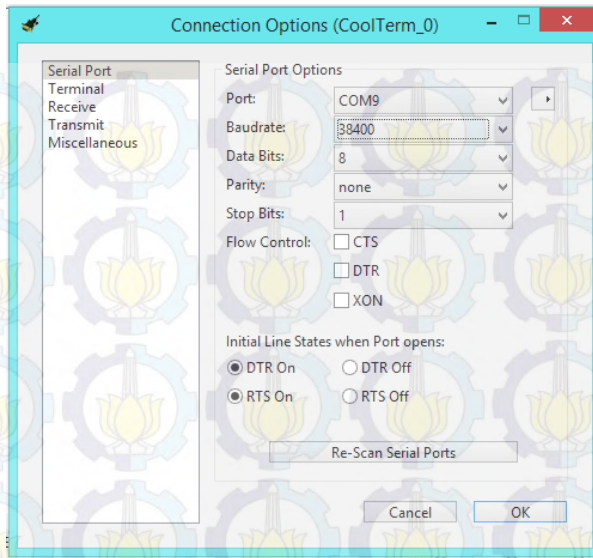
Perlu diperhatikan bahwa pengaturan modul *Bluetooth* merupakan tahapan penting dalam pengerjaan tugas akhir ini. Ini dikarenakan alat instrumentasi sinyal jantung bersifat *wireless*. Gagal *pairing* dapat menyebabkan tidak diterimanya data dari ECG *wireless* ke laptop untuk kegiatan *monitoring*. Untuk mencegah terjadinya gagal *pairing* antar modul *Bluetooth* maka langkah-langkah diatas harus dilakukan secara teliti dan tentunya sebelum aktivitas *monitoring* dilakukan harus dipastikan bahwa kedua modul *Bluetooth* sudah *pairing*. Cara paling mudah adalah dengan melihat led yang ada pada modul *Bluetooth*. Ketika *pairing* sudah terjadi maka led akan berkedip dengan interval cukup lama dan terjadi secara bersamaan dengan modul *Bluetooth* yang sudah *pairing*.



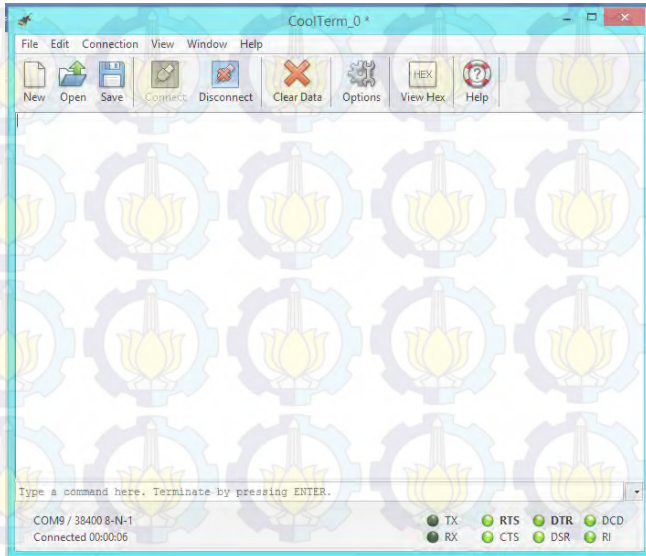
Gambar 3.15 Tampilan *software* Coolterm



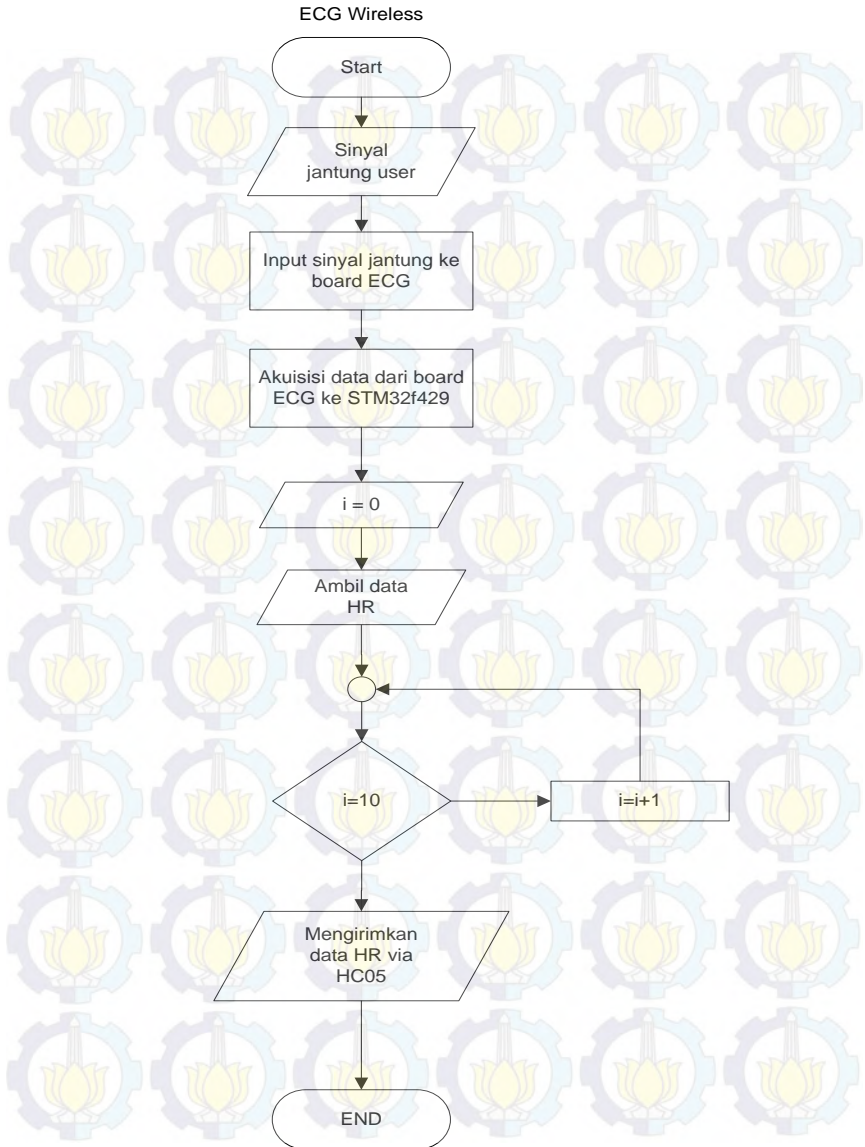
Gambar 3.16 Pengaturan poin 2 dan 3



Gambar 3.17 Pengaturan poin 4



Gambar 3.18 Pengaturan poin 5

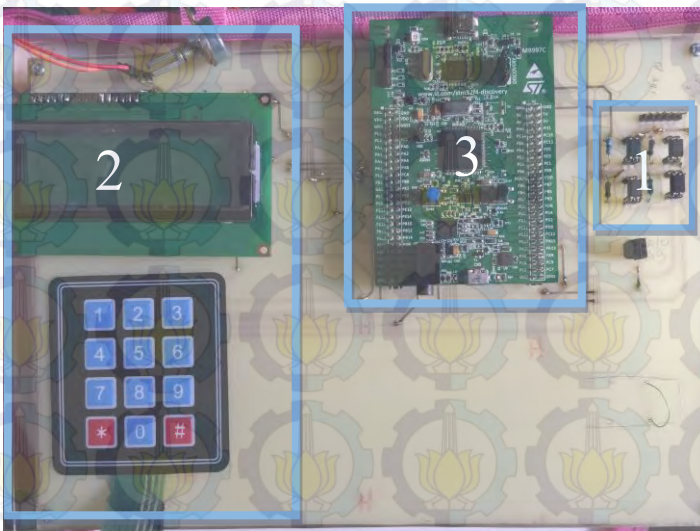


Gambar 3.19 Flowchart dari ECG wireless

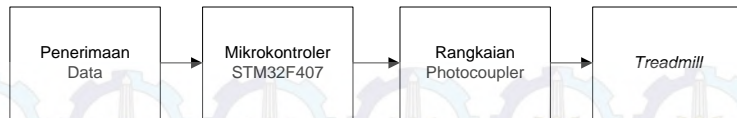
3.1.2 Modul Kontrol Pada *Treadmill*

Modul ini terdiri atas beberapa bagian, yaitu rangkaian kontrol, bagian penerima data, dan mikrokontroler STM32F407. Ketika sistem akan dijalankan, pengguna/subjek akan menjawab 4 buah pertanyaan. Jawaban-jawaban yang diberikan oleh pengguna akan menentukan nilai HR_{max} HR_{min} dari pengguna serta beban latihan yang akan diterima oleh pengguna.

Gambar 3.20 merupakan *board* dari modul kontrol pada *treadmill*. Dapat dilihat pula bahwa gambar 3.20 telah diberi penanda untuk pembagiannya. Berikut merupakan penjelasannya. Pada bagian paling kiri, kotak yang diberi nomor 1 merupakan rangkaian kontrol yang terdiri atas 4 buah IC PC817. Untuk penjelasan lebih detail terkait rangkaian kontrol, akan dibahas pada poin 3.1.2.1. Sedangkan pada sisi kiri dari *board* yang diberi nomor 2 merupakan bagian penerimaan data. Bagian penerimaan data terdiri atas LCD *Character 20x4* dan *membrane keypad matrix 3x4*. Penjelasan lebih lanjut akan dijabarkan pada poin 3.1.2.2. Nomor 3 pada *board* merupakan mikrokontroler STM32F407. Isi program dari mikrokontroler akan dijelaskan pada poin 3.1.2.3.



Gambar 3.20 Modul kontrol pada *treadmill*



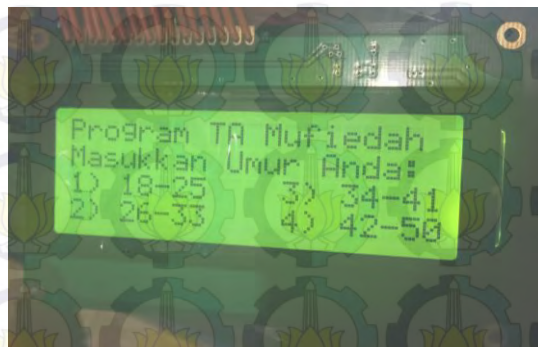
Gambar 3.21 Diagram blok modul kontrol

3.1.2.1 Bagian Penerima Data

Rangkaian ini berfungsi untuk memberikan pertanyaan serta menampung jawaban dari pengguna. Fungsinya adalah untuk menentukan nilai *heart rate* (HR) minimum dan maksimum dari pengguna. Selain itu, jawaban-jawaban yang diberikan juga menentukan beban latihan dari sesi olahraga yang akan dilakukan. Untuk menampilkan pertanyaan digunakan *LCD character 20x4*, sedangkan untuk menerima jawaban dari pengguna digunakan *membrane keypad 3x4*. Sebelum sistem dijalankan, pengguna akan diajukan 4 pertanyaan yaitu:

- 1) Jenis kelamin
- 2) *Range* umur
- 3) Seorang atlet atau bukan
- 4) Intensitas olahraga yang diinginkan

Pada saat sistem dijalankan, *LCD Character 20x4* akan menampilkan nilai minimum dan maksimum dari pengguna, status kecepatan dan inklinasi treadmill saat ini, fase yang sedang ditempuh saat ini, serta lama waktu dari tiap fase yang ada.



Gambar 3.22 Tampilan pada *LCD character* saat sistem dijalankan

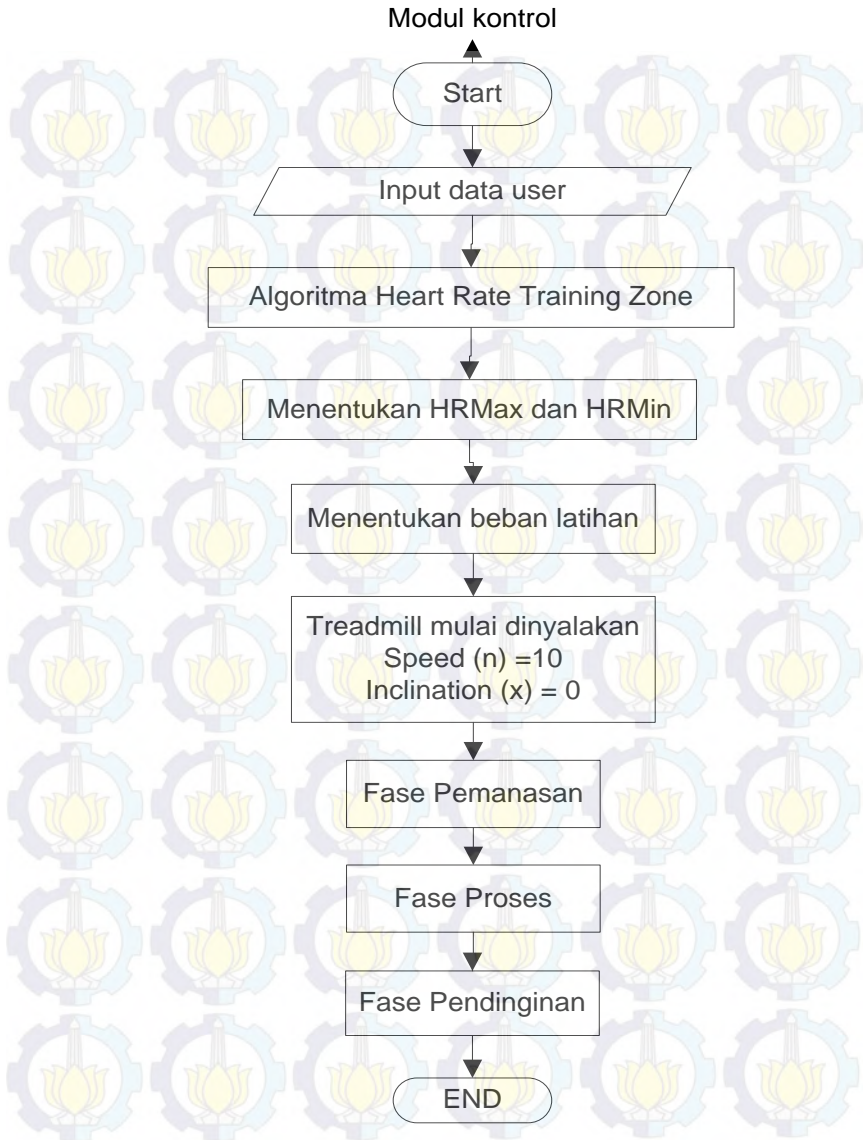


Gambar 3.23 Membrane keypad matrix 3x4

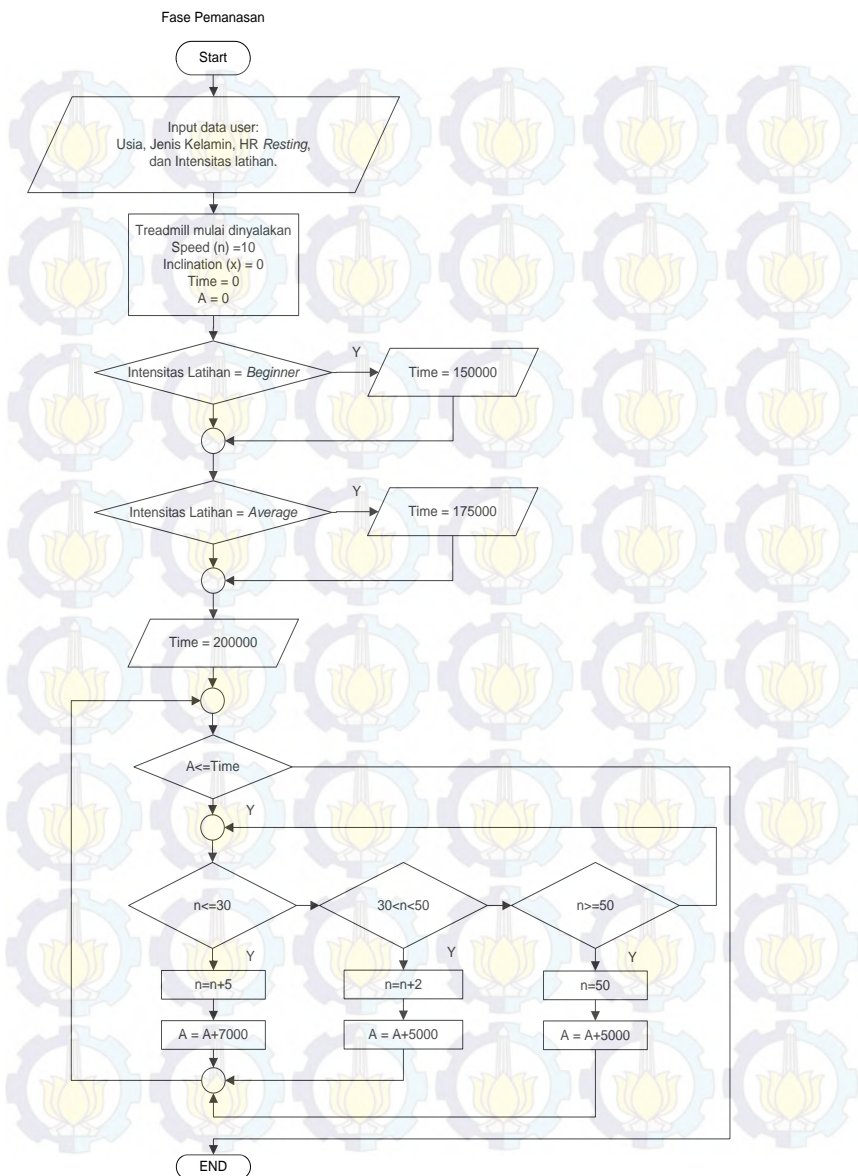
3.1.2.2 Mikrokontroler STM32F407

Mikrokontroler ini berfungsi sebagai pusat kontrol dari *treadmill*. Pertama-tama, mikrokontroler akan menampilkan pertanyaan-pertanyaan sebagaimana yang telah dipaparkan pada sub-sub-bab 3.1.2. Tiap-tiap pertanyaan memiliki nilainya masing-masing, sehingga di akhir pertanyaan dapat ditentukan nilai minimum dan maksimum *heart rate* seseorang. Setelah diketahui nilai minimum dan maksimum dari *heart rate* subjek, maka langkah selanjutnya adalah perhitungan nilai *heart rate* subjek berdasarkan data kardiovaskular yang dikirimkan oleh STM32F407. Perhitungan nilai *heart rate* dilakukan tiap adanya pengecekan perubahan fase.

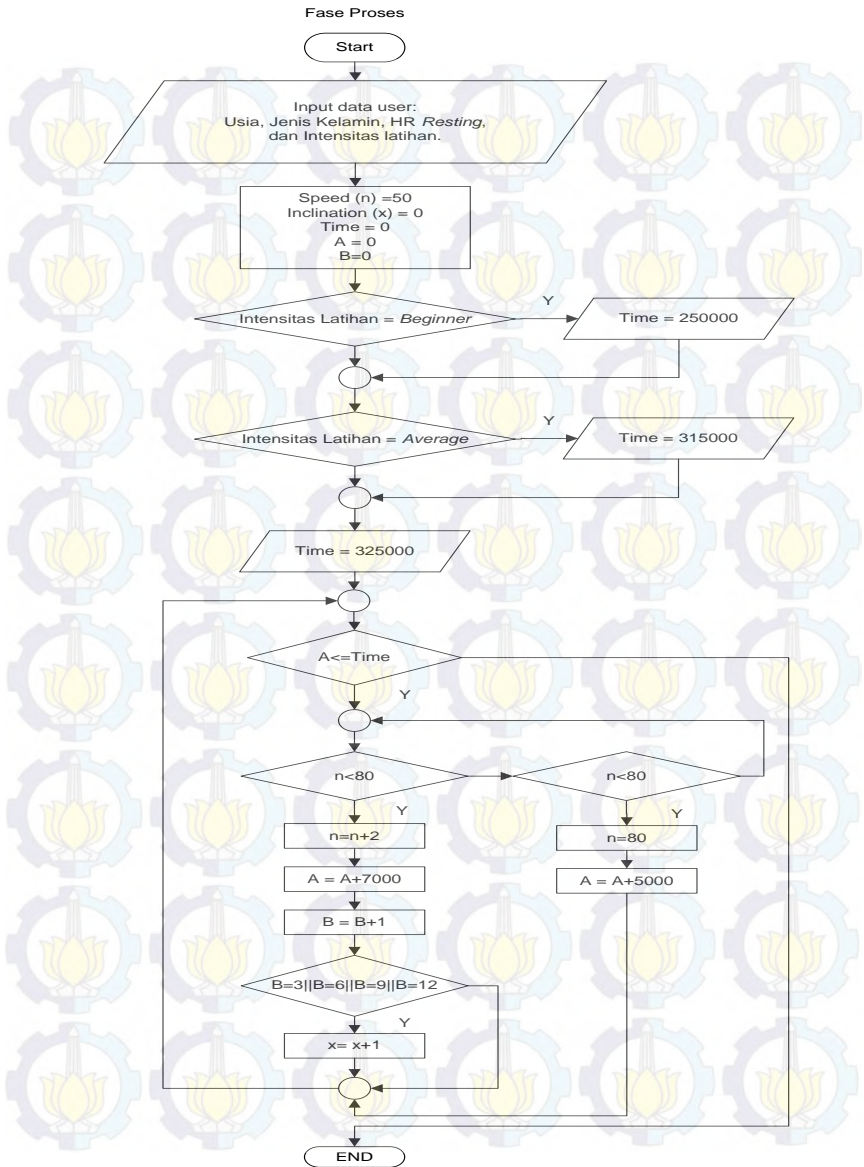
Pada sistem ini fase olahraga dibagi menjadi 3, yaitu pemanasan, proses, dan pendinginan. Pengecekan *heart rate* pada tiap fase diberi *delay* dengan tujuan meminimalisir kesalahan pembacaan *heart rate*. Selain mengatur kecepatan dan inklinasi dari *treadmill*, sistem juga menerima masukan dari tombol. Tombol yang dimaksud adalah tombol *emergency*. Dimana apabila pengguna sistem merasa tidak mampu mengikuti sistem yang ada sampai selesai, pengguna dapat menekan tombol ini. Ketika STM32F407 membaca adanya perubahan logika dari tombol, maka sistem akan otomatis berpindah ke fase pendinginan. Sistem tidak dapat langsung berhenti dikarenakan ketika orang sedang berolahraga harus mengalami pendinginan terlebih dahulu baru sepenuhnya berhenti.



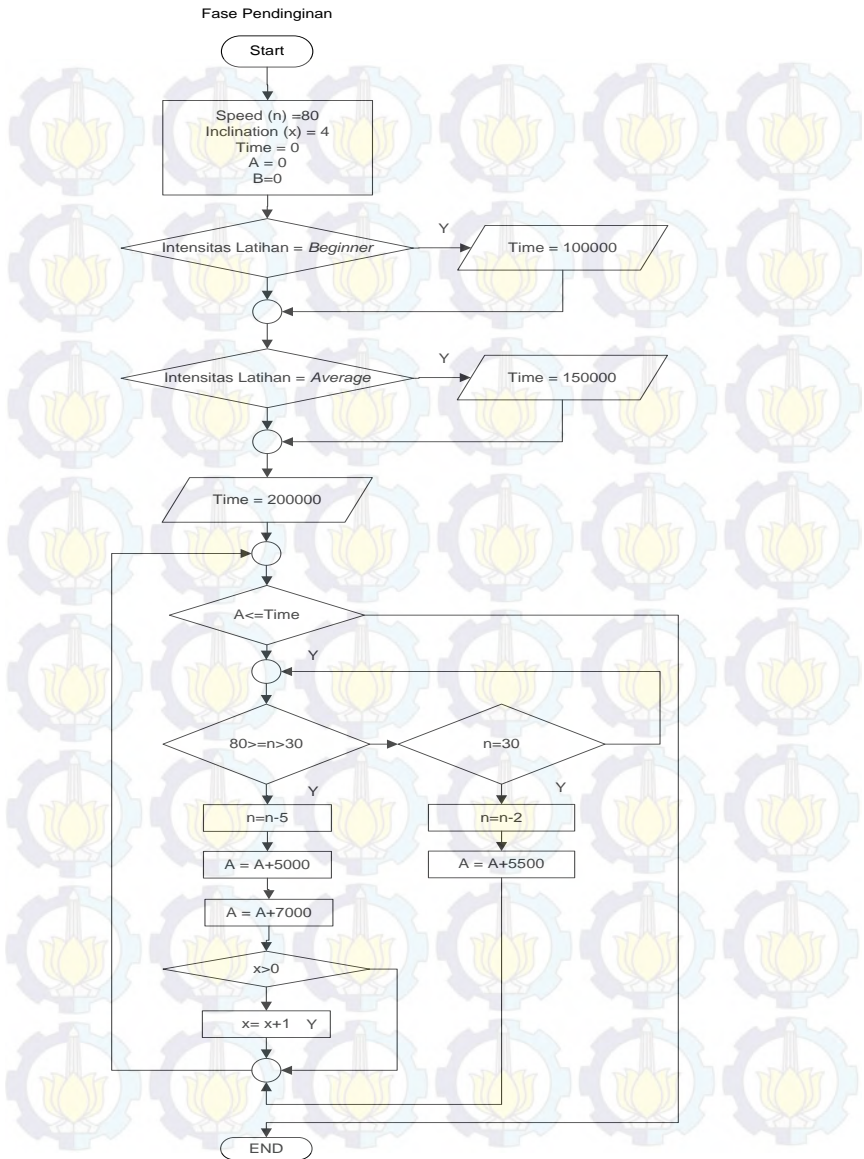
Gambar 3.24 *Flowchart* modul kontrol pada treadmill



Gambar 3.25 *Flowchart* fase pemanasan



Gambar 3.26 Flowchart fase proses



Gambar 3.27 Flowchart fase pendinginan

3.1.2.3 Rangkaian Photocoupler

Rangkaian ini bertugas sebagai perantara dari mikrokontroler ke *treadmill* yang akan digunakan. Rangkaian ini membutuhkan 4 buah *photocoupler*. Sehingga akan dibutuhkan 4 buah rangkaian sebagaimana skematik pada gambar 3.2. Tombol yang akan dimatikan fungsinya adalah tombol *speed up*, *speed down*, *Incline up*, *Incline down*. Keluaran dari rangkaian *photocoupler* akan disambungkan ke pin STM32F407. Pin yang akan digunakan sebagai input akan menentukan beban latihan seseorang. Sedangkan *ouput* disambungkan ke kabel yang tersambung ke tombol yang ada pada *treadmill*.

Sesuai yang tertera di dalam *datasheet* IC PC817 memiliki I_f sebesar 5mA. Mikrokontroler STM32F407 akan memberikan tegangan sebesar 3.3v pada setiap logika 1. Sedangkan LED pada *photocoupler* membutuhkan 1.2v untuk dapat menyala. Sesuai dengan rumus dasar rangkaian listrik:

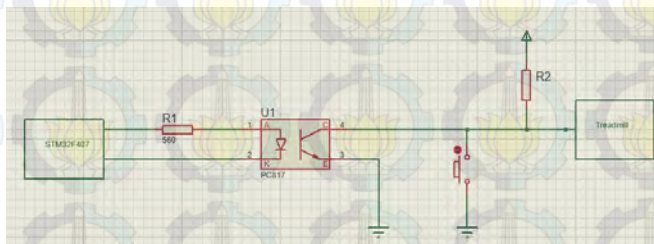
$$V = I \times R \quad (3.1)$$

$$R = V/I \quad (3.2)$$

$$R = (3.3 - 1.2) / (5 \times 10^{-3})$$

$$R = 420 \text{ ohm}$$

Karena dipasaran resistor yang dijual bernilai 430 Ω , oleh karena itu resistor (R_1) ditentukan sebesar 390 Ω . Maka, port pada mikrokontroler yang dipergunakan untuk mengontrol *treadmill* akan disambungkan ke R_1 lalu masuk ke pin 1 dari PC817. Untuk pin 2 dari PC817 akan disambungkan ke *ground* dari STM32F407.



Gambar 3.28 Skematik dari rangkain *photocoupler*

3.2. Rancangan Perangkat Lunak

Perancangan yang dilakukan untuk perangkat lunak dibagi menjadi 3 bagian, yaitu perangkat lunak untuk ECG, sistem kontrol pada *treadmill*, dan *monitoring* dari PC dengan menggunakan aplikasi Delphi. Perangkat lunak untuk ECG berfungsi untuk mengolah data yang didapatkan dari *ECG Instrumentation*, agar dapat ditampilkan bentuk sinyal ECG-nya dan didapatkan nilai *heart rate*-nya agar dapat dikirimkan untuk melakukan fungsi kontrol pada *treadmill*. Perangkat lunak pada sistem kontrol *treadmill* berfungsi untuk mengolah algoritma penentuan *HR Max* dan *HR Min* serta memberi perintah terkait kecepatan dan inklinasi pada *treadmill* yang digunakan. Perangkat lunak pada PC akan dibuat dengan menggunakan aplikasi Delphi, dan berfungsi untuk melakukan *monitoring* serta merekam sinyal ECG selama aktifitas olahraga berlangsung.

3.2.1 Perangkat Lunak Pada ECG Wireless

Perangkat lunak ini dirancang agar dapat membuat sinyal hasil dari *hardware* ECG tersebut dapat ditampilkan dalam laptop dan LCD maka sinyal keluaran dari *hardware* ECG tersebut diproses di STM32F429 melalui proses ADC (*Analog to Digital Converter*) yaitu proses pengolahan data yang awalnya merupakan data analog menjadi data digital. Setelah melalui proses ADC tersebut agar sinyal ECG menjadi lebih baik lagi maka sinyal ECG tersebut diproses melalui algoritma *QRS detector* yang didalamnya terdapat pula filter-filter digital yang menggunakan algoritma *pan thomkins*. Untuk memprogram didalam STM32F429 digunakan *software coocox* yang menggunakan bahasa pemrograman bahasa C. Setelah sinyal diproses di dalam STM32F429 maka sinyal ECG dikirim dengan menggunakan program komunikasi secara serial agar dapat ditampilkan pada computer. Dalam computer sinyal ECG tersebut ditampilkan dengan menggunakan *software* program delphi.

Sistem yang dirancang menggunakan frekuensi sampling 1000hz, maka setiap 1miliDetik proses yang akan dilakukan adalah:

- Cuplik dan Rekontruksi,
- *Bandpass filter*
- Derivatifkan,
- *squering*,
- *Moving window*,

- *thresholding*,
- Jika QRS terdeteksi, maka hitung jarak antar R-R,
- Jika QRS terdeteksi, maka hitung laju detak jantung.

Beberapa fitur ARM yang digunakan yaitu *Analog Digital Converter* dan *Timer*. ADC yang digunakan 8bit sehingga resolusinya:

$$\text{resolusi} = \frac{v_{ref}}{2^8 - 1} = \frac{3000mV}{255} = 11.764mV/bit \quad (3.3)$$

Sedangkan *Timer* menggunakan *systick (system timer)* dari prosesor arm itu sendiri. Pengaturan *timer* digunakan untuk pengambilan data ADC setiap 1mS. Dalam program arm menggunakan library *system.h* untuk menggunakan *timer* ini. Pengaturan *timer* ditunjukkan seperti perintah di bawah ini :

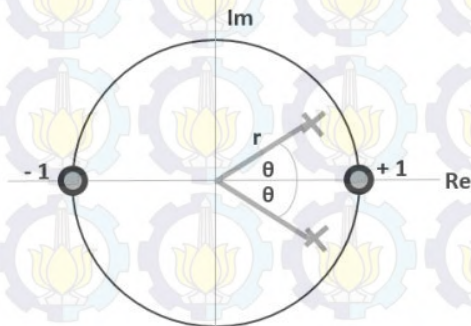
```
void systick_init(void)
{
    /* Init SysTick */
    SystemCoreClockUpdate();
    if (SysTick_Config(SystemCoreClock/1000))
    {
        /* Capture error */
        while (1);
    }
}
```

Nilai timer didapatkan dari *SysTick_Config(SystemCoreClock/1000)*. Sehingga dapat dijelaskan *SystemCoreClock* mempunyai waktu 1 detik. Sehingga untuk mendapatkan nilai timer 1mS maka *SystemCoreClock/1000*. *Interrupt Systick* di tambahkan dalam program untuk menjalankan pembacaan ADC saat timer 1mS. Berikut ini fungsi *Interrupt Systick* menggunakan *Systick Handler*

```
void SysTick_Handler(void)           //tiap 1mS
{
    sinyal1=read_adc(11); //sampling
}
```

Pengolahan data menggunakan algoritma *QRS detector*, tahapan yang pertama yang dilalui oleh sinyal yaitu melalui *band pass filter* atau bisa juga melalui filter gabungan dari *low pass filter* dan *high pass filter* yang *dicascade*. *Band pass Filter* yang dirancang yaitu tipe IIR (*Invinite Impulse Respon*). *Band pass filter* IIR ini berfungsi untuk melewati sinyal yang memiliki *spectrum* yang sama dengan sinyal *QRS complex*.

Filter IIR yang digunakan dirancang dengan menggunakan metode *pole-zero placement*. Dapat dilihat pada Gambar 3.11 metode *pole-zero placement*. Pada filter IIR yang menggunakan metode *pole-zero placement* memiliki parameter-parameter inputan yaitu panjangnya r dan besarnya sudut θ . Metode yang digunakan untuk menyesuaikan spektrum QRS kompleks dan respon dari *filter* IIR dengan *caratrial and error*.



Gambar 3. 29 Pole-zero placement untuk bandpass filter [17]

Persamaan matematis filter IIR dengan menggunakan metode *pole-zero placement*:

$$H(z) = \frac{(z-1)(z+1)}{(z-re^{j\theta})(z-re^{-j\theta})} \quad (3.4)$$

$$H(z) = \frac{z^2-1}{z^2-zre^{-j\theta}-zre^{j\theta}+re^{j\theta} \cdot re^{-j\theta}} \quad (3.5)$$

$$H(z) = \frac{z^2-1}{z^2-zr(e^{j\theta}+e^{-j\theta})+r^2} \quad (3.6)$$

$$H(z) = \frac{z^2-1}{z^2-2\cos\theta zr+r^2} \quad (3.7)$$

Rumusan mencari Persamaan hasil filter:

$$\frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{z^2-1}{z^2-2\cos\theta zr+r^2} \left| \frac{1/z^2}{1/z^2} \right| \quad (3.8)$$

$$\frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{1-z^{-2}}{1-2\cos\theta z^{-1}r+r^2z^{-2}} \quad (3.9)$$

$$(1-2\cos\theta z^{-1}r+r^2z^{-2}) Y(z) = (1-z^{-2}) X(z) \quad (3.10)$$

Kemudian dari Persamaan tersebut diubah ke *Time Domain* (TD):

$$y(n) - 2\cos\theta r y(n-1) + r^2 y(n-2) = x(n) - x(n-2) \quad (3.11)$$

$$y(n) = x(n) - x(n-2) + 2\cos\theta r y(n-1) - r^2 y(n-2) \quad (3.12)$$

Persamaan matematis dari respon frekuensi:

$$H(\Omega) = H(z) \Big|_{z=e^{j\Omega}} \quad (3.13)$$

$$H(\Omega) = \frac{e^{j2\Omega}-1}{e^{j2\Omega}-e^{j\Omega}r2\cos\theta+r^2} \quad (3.14)$$

$$H(\Omega) = \frac{\cos 2\Omega + j \sin 2\Omega - 1}{\cos 2\Omega + j \sin 2\Omega - 2r \cos \theta \cos \Omega - 2r \cos \theta j \sin \Omega + r^2} \quad (3.15)$$

$$H(\Omega) = \frac{(\cos 2\Omega - 1) + j(\sin 2\Omega)}{(\cos 2\Omega - 2r \cos \theta \cos \Omega + r^2) + j(\sin 2\Omega - 2r \cos \theta \sin \Omega)} \quad (3.16)$$

Besar magnitude $|H(\Omega)|$ dari Persamaan respon frekuensi :

$$|H(\Omega)| = \sqrt{\frac{(\cos 2\Omega - 1)^2 + (\sin 2\Omega)^2}{(\cos 2\Omega - 2r \cos \theta \cos \Omega + r^2)^2 + (\sin 2\Omega - 2r \cos \theta \sin \Omega)^2}} \quad (3.17)$$

Berdasarkan *spektral* frekuensi dari sinyal *QRS complex* yang terlihat pada Gambar 2.7, maka respon frekuensi dari *filter* yang dirancang mendekati dari *relatif power spektral* dari sinyal QRS kompleks.

Tahapan setelah sinyal melalui filter IIR yang jenis filternya *band pass filter* ini, selanjutnya sinyal diolah melewati algoritma *Pan-Tompkin*. Dalam algoritma *Pan-Thomkins* ini pertama kali tahapan yang dilalui sinyal yaitu tahapan *derivative*. Fungsi dari tahap *derivative* ini yaitu untuk menghilangkan atau mereduksi sinyal dengan frekuensi rendah seperti sinyal P dan sinyal T. Karena fungsi dari tahapan *derivative* ini sama dengan *band pass filter* yang telah digunakan di awal sebelum sinyal melalui algoritma *Pan-Thomkins* maka dalam algoritma *Pan-Thomkins* ini tidak perlu digunakan lagi tahapan *derivative*.

Tahapan selanjutnya yang dilalui oleh sinyal yang telah difilter yaitu tahap *squering*/ kuadrat dari sinyal. Cara kerja dari proses *squering* ini yaitu membuat semua titik data diproses menjadi sinyal positif dan menekan frekuensi tinggi dari sinyal sehingga menghasilkan sinyal yang mewakili QRS kompleks yang memiliki amplitudo yang tinggi dan berada pada bagian positif. Hasil dari tahapan *band pass filter*, *derivative*, dan *squering* yang dibandingkan dengan sinyal ECG asli dapat dilihat pada Gambar 3.10. Persamaan untuk proses *squering* adalah:

$$y[n] = (x[n])^2 = x[n] \times x[n] \quad (3.18)$$

Tahapan selanjutnya yang dilalui oleh sinyal setelah melewati tahap *squering* yaitu tahapan *moving window*. Sinyal perlu melewati tahapan ini dikarenakan setelah melalui tahapan-tahapan yang sebelumnya sinyal QRS kompleks yang tidak normal memiliki amplitudo yang besar dan durasi yang lama yang mengakibatkan

slope dari gelombang R belum menggambarkan kejadian dari QRS kompleks, sehingga masih besar kemungkinan tidak terdeteksinya gelombang R. Sinyal hasil tahapan dari *moving window* dapat dilihat pada Gambar 3.9. Persamaan untuk proses *moving window* adalah:

$$y[i] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} x[i-j] \quad (3.19)$$

$$y[n] = \frac{1}{150} (x[n] + x[n-1] + x[n-2] + \dots + x[n-149]) \quad (3.20)$$

Nilai $M=150$, diatur demikian karena disesuaikan durasi QRS pada umumnya.

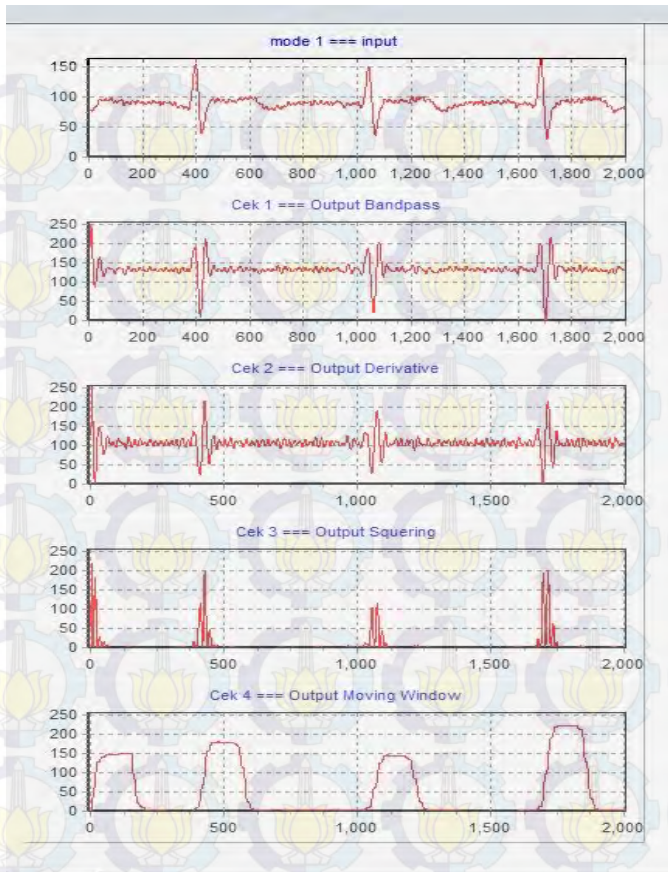
Setelah sinyal melalui semua tahapan yang ada pada algoritma *Pan-Thomkins*, maka tahapan yang selanjutnya adalah membandingkan sinyal saat ini dengan *threshold*. Proses ini dilakukan untuk mendeteksi awal dari kejadian QRS kompleks. Jika sinyal saat ini lebih besar dari *threshold* maka QRS terdeteksi atau nilai dari variabel $R=1$, dan jika tidak terdeteksi maka variabel $R=0$. Apabila terjadi pendeteksian yang berlebih pada saat sinyal lebih besar dari *threshold*, untuk menghindarinya maka ditambahkan penyimpanan nilai x_5 yang terakhir. Proses membandingkan sinyal dengan *threshold* ini dapat ditulis dengan Persamaan:

$$val_R[n] = \begin{cases} 1, & \text{jika } (x_5[n] > threshold) \text{ dan } (last_{x_5} < threshold) \\ 0, & \text{lainnya} \end{cases} \quad (3.21)$$

Setelah membandingkan sinyal dengan *threshold* maka proses selanjutnya adalah menghitung jarak antara *R-R interval* yang diwakili oleh jarak antara awal QRS terdeteksi sekarang dengan QRS terdeteksi sebelumnya. Secara program Persamaannya dapat ditulis seperti berikut

$$RRinterval = n - last_n \text{ (satuan mili detik)} \quad (3.22)$$

Nilai dari n mewakili 1mili detik dan $last_n$ merupakan n terakhir pada saat QRS terdeteksi sebelumnya.



Gambar 3.30 Simulasi *output* dari algoritma QRS detektor

Setelah diperoleh nilai RRinterval maka tahapan yang selanjutnya yaitu menghitung nilai *heart rate*. Nilai *heart rate* dihitung dengan menggunakan Persamaan:

$$heart_{rate} = \frac{60000}{RRinterval} \text{ (satuan Beat Per Menit)} \quad (3.23)$$

Setelah diperoleh nilai HR maka kita dapat menghitung nilai *heart rate variability* yaitu dengan mengurangi parameter HR

sekarang dan HR sebelumnya. Nilai dari *Heart Rate Variability* dapat dihitung dengan Persamaan:

$$HRV = HR[n] - HR[n - 1] \quad (\text{satuan Beat per menit}) \quad (3.24)$$

3.2.2 Perangkat Lunak Pada Sistem Kontrol *Treadmill*

Sesuai dengan namanya, perangkat lunak ini berfungsi untuk mengontrol *treadmill*. Sebelum olahraga dimulai, pengguna harus menjawab 4 pertanyaan yang ada. Pertanyaan-pertanyaan tersebut ditampilkan menggunakan *LCD Character 20x4* dan pengguna menjawab pertanyaan tersebut dengan menekan angka yang ada pada *membrane keypad 3x4*. Jawaban dari pertanyaan-pertanyaan tersebut memiliki bobotnya masing-masing yang akan menentukan nilai *HR Max* dan *HR Min*. Nilai-nilai *HR* tersebut didapatkan dengan menggunakan *Karvonen Formula*.

Setelah mendapatkan data *HR Max* dan *HR Min* pengguna juga memasukkan tingkat intensitas olahraga yang diinginkan. Untuk pengguna pemula dianjurkan memilih tingkatan *beginner*. Pada tingkat intensitas ini, latihan akan berlangsung selama 10 menit. Sedangkan untuk pengguna yang memang sudah terbiasa menggunakan *treadmill* dapat memilih intensitas *average*. Sedangkan tingkat intensitas yang terakhir memang diperuntukkan untuk pengguna yang sudah benar-benar terbiasa menggunakan *treadmill* dan ingin melatih ketahanan tubuhnya. Tiap-tiap latihan akan diawali dengan fase pemanasan dan diakhiri dengan fase pendinginan. Pada level *beginner* pemanasan dan pendinginan akan berlangsung selama kurang lebih 3 menit. Sedangkan pada level *average* pemanasan dan pendinginan akan berlangsung selama 4 menit. Perbedaan batas waktu yang digunakan dari tiap-tiap level disebabkan nilai dari beban latihan yang berbeda-beda.

Diawal mulainya olahraga masuk pada fase pemanasan dimana kecepatan akan dinaikkan secara perlahan sampai dengan pada kecepatan 5 km/h. Berakhirnya fase pemanasan ditandai dengan adanya kenaikan dari kecepatan 5km/h, yang setelahnya dilakukan penambahan kecepatan sebesar 2 km/h setiap kenaikan dengan batas maksimum kecepatan sebesar 8 km/h pada intensitas *Beginner* dan *average* serta 8.6km/h pada intensitas *advance*.

Fase ini dinamakan fase proses. Fase proses juga disertai dengan kenaikan tingkat kemiringan *treadmill*. Pada intensitas

beginner, tingkat kemiringan atau inklinasi ini dibatasi sampai dengan 3 kali kenaikan. Pada intensitas *average* inklinasi dibatasi menjadi 8 kali kenaikan dengan pembagian kenaikan sebanyak 2 kali di tiap-tiap kenaikannya. Sehingga ada 4 kali proses kenaikan inklinasi yang terjadi. Sedangkan pada intensitas *advance* kenaikan pada nilai inklinasi akan berlangsung sebanyak 13 kali dengan rincian 4 kali kenaikan dan di tiap-tiap kenaikannya inklinasi dinaikkan sebanyak 3 kali. Waktu latihan pada tiap-tiap level intensitas berubah dan memiliki karakteristik yang berbeda. Perlu diketahui bahwa waktu latihan yang dimaksud adalah waktu yang ada pada fase proses, tidak termasuk pemanasan dan pendinginan.

Fase pendinginan ditandai dengan dimulainya penurunan kecepatan lalu disusul dengan penurunan nilai inklinasi. Kecepatan yang awalnya senilai 8km/h pada intensitas *beginner* dan *average* akan diturunkan sebanyak 0.5km/h setiap siklusnya sampai nanti mencapai nilai 1.6km/h. Tidak seperti pada fase proses, pada fase pendinginan menurunkan nilai inklinasi sebesar $n = 1$ pada tiap siklusnya.

Tabel 3.1 Karakteristik pembagian level intensitas

Intensitas Olahraga	<i>Beginner</i>	<i>Average</i>	<i>Advance</i>
Kecepatan Maksimum	8km/h	8km/h	8.6 km/h
Inklinasi Maksimum	1.5	4.0	4.5
Waktu Pemanasan	3 menit	3.30 menit	4.20 menit
Waktu Proses	5 menit	7 menit	9 menit
Waktu Pendinginan	11 menit	3 menit	4 menit

BAB 4

HASIL DAN ANALISA

Setelah perancangan alat selesai, dilakukan beberapa percobaan terkait dengan kemampuan untuk mengetahui sistem yang dirancang sudah sesuai dengan kinerja yang diharapkan, baik secara terpisah maupun sistem keseluruhan. Pengujian dibagi menjadi 2 bagian yaitu pengujian perangkat elektronik dan pengujian perangkat lunak.

4.1 Pengujian dan Analisa Perangkat Elektronik

Pengujian ini berfokus pada pengujian ECG *Wireless* yang akan digunakan oleh subyek pada saat menjalani sesi olahraga. ECG *Wireless* sendiri memiliki beberapa bagian, dan tentunya semuanya akan diuji pada subbab-subbab dibawah. Pengujian perangkat elektronik berfokus pada ECG *Wireless* dikarenakan perangkat elektronik yang ada pada modul kontrol sudah dilakukan pengujian dan hasil pengujiannya tidak dapat ditampilkan pada format tulisan sebagaimana yang ada pada buku ini. Hasil pengujiannya telah didokumentasikan menggunakan video.

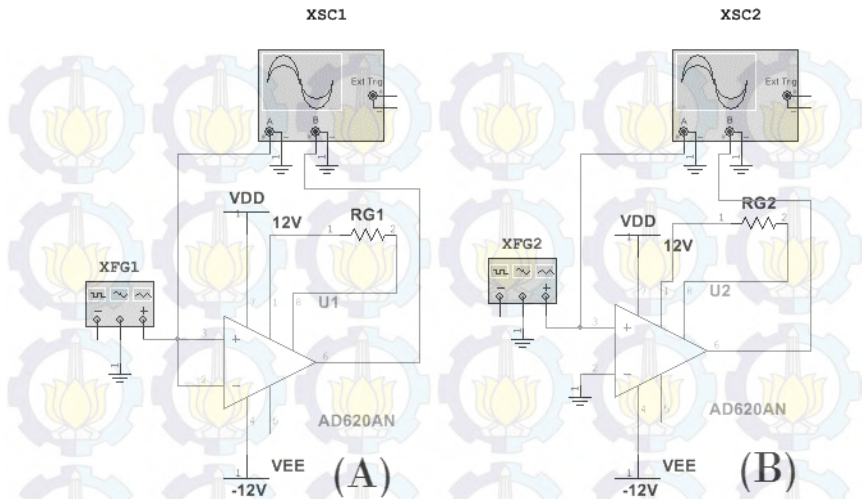
4.1.1 Pengujian dan Analisa Penguat Instrumentasi

Pengujian dilakukan seperti Gambar 4.1 dengan memberikan input sinyal sinus 200mV dengan frekuensi 10hz ke input penguat *instrument*. Sinyal sinus di masukkan pada input (+) penguat instrumen, sedangkan input (-) di *ground* kan. RG merupakan tahanan variabel yang diatur dengan tahanan sebesar 900Ω. Gambar 4.2 menunjukkan penguatan dari output AD620.

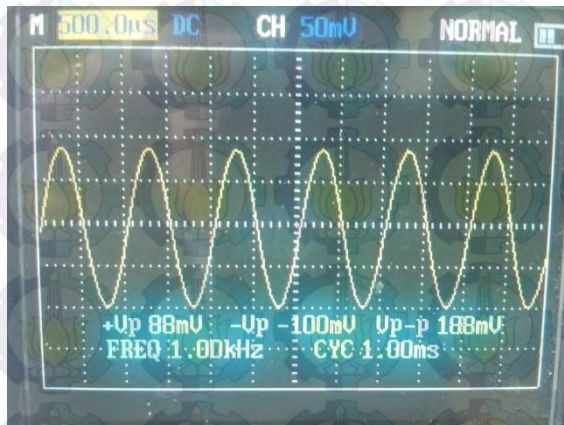
Berdasarkan pengujian dan perhitungan terdapat perbedaan besarnya penguatan,

$$A_v = \frac{V_o}{V_i} = \frac{1.5V \times 10}{200mV} = 75 \text{ kali} \quad (\text{berdasarkan pengujian})$$

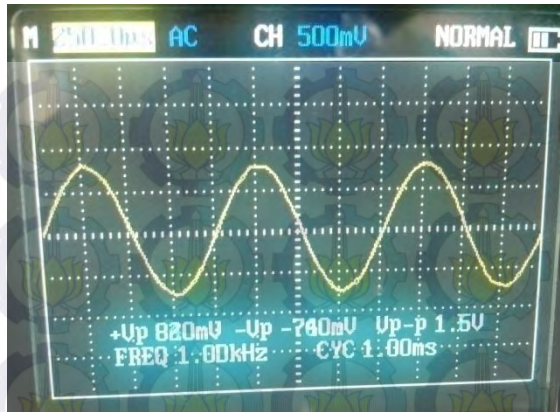
$$A_v = \frac{49.4K\Omega}{900\Omega} + 1 = 55.88 \text{ kali} \quad (\text{berdasarkan teori})$$



Gambar 4.1 Rangkaian Pengujian Penguatan Instrumentasi
(A) Common mode. (B) Differential mode [20]



(a)



(b)

Gambar 4.2 Hasil Pengujian Penguatan Instrumentasi
(a) Sinyal input instrumentasi (b) sinyal output instrumentasi

Pengujian selanjutnya adalah untuk mengetahui besarnya CMRR dari rangkaian. Cara pengukuran seperti Gambar 4.1. untuk mode diffrential diukur dengan memberikan input(+) intrument sinyal sinus dari *function generator*, dan input (-) di *ground* kan. Untuk *mode Common*, kedua input (+) dan (-) diberikan sinyal sinus dengan frekuensi, amplitudo, fasa yang sama. Dari setiap frekuensi input yang berbeda, diukur tegangan keluarannya. Kemudian dihitung CMRR berdasarkan nilai diffrential gain dan Common gain. Sehingga didapat hasil pada tabel 4.1.

Tabel 4. 1 Pengujian Common Mode Rejection Ratio

no	fi(Hz)	Vd (mV)	Vc (mV)	Ad	Ac	CMRR
1	10	14000	200	70	1	36.90196
2	40	15000	200	75	1	37.50122
3	80	16000	200	80	1	38.06179
4	100	16000	200	80	1	38.06179
5	150	16000	200	80	1	38.06179

6	250	15000	200	75	1	37.50122
7	500	15000	200	75	1	37.50122
8	1000	15000	200	75	1	37.50122

Keterangan:

f_i = frekuensi input (satuan hertz)

V_d = tegangan output mode diferensial (satuan mV)

V_c = tegangan output mode Common (satuan mV)

A_d = penguatan diffresial (kali)

A_d = penguatan diffresial (kali)

CMRR=ratio berbandingan penguatan diffresial dan penguatan bersama (satuan dB)

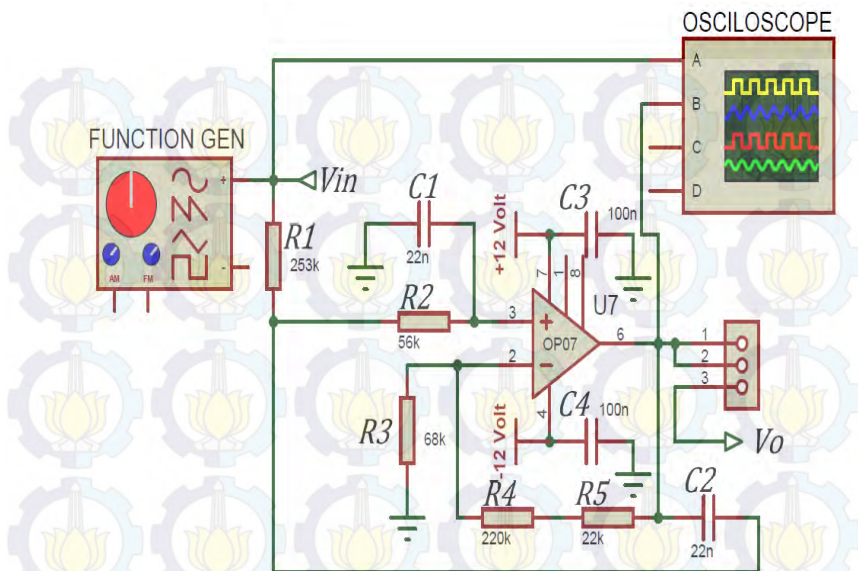
Dari data pengujian yang dihasilkan, dapat dilihat bahwa penguatan differential mengalami penurunan pada saat frekuensi nya naik, dikarenakan faktor *Gain Bandwidth Product* pada op-amp. Nilai CMRR yang dihasilkan lebih kecil dari yang tercantum di datasheet, yaitu sebesar 100dB (saat gain=10). Namun dengan CMRR seperti pada tabel 4.1 maka *instrument* menggunakan AD620 lebih baik jika dibandingkan dengan menggunakan 3 op-amp.

4.1.2 Pengujian dan Analisa Rangkaian Filter

Pengujian ini diperlukan untuk memastikan bahwa setiap elemen yang ada telah berfungsi sebagaimana mestinya.

4.1.2.1. Low Pass Filter

Pengujian dilakukan seperti Gambar 4.3. input sinyal diberikan sinus dengan amplitud $26V_{peak\ to\ peak}$ dan frekuensi bervariasi. Yang bertujuan untuk melihat respon frekuensi dari *filter low pass filter*. Hasil pengujian dapat dilihat dari Tabel 4.2 dan Gambar 4.3.



Gambar 4.3 Pengujian Rangkaian Low Pass Filter

Tabel 4. 2 Pengujian Rangkaian Low Pass Filter

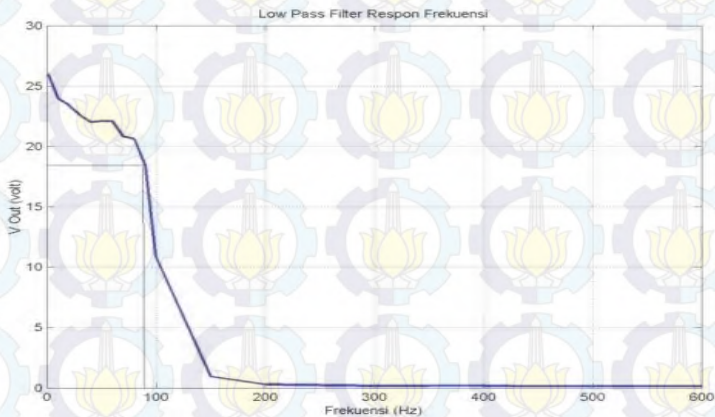
F_{in} (Hz)	V_{p-p} (Volt)
1	26
10,185	24
20,23	23,4
30,016	22,6
40,4	22
50	21
62,58	21,2
70,13	20,8
80,13	20,6
90,25	18,4
100,8	10,8
150,35	0,952
200	0,288

300	0,184
350	0,168
400	0,168
450	0,152
500	0,152
550	0,152
600	0,152

Filter dirancang mempunyai frekuensi *cutoff* 100hz, maka secara teori pada saat frekuensi input sama dengan frekuensi *cutoff* nya diharapkan penguatannya sebesar 0.707. berdasarkan pengujian yang dilakukan,

- frekuensi pada saat penguatan 0.707 adalah 90 Hz.
- Penguatan maksimum pada daerah *passband* adalah satu kali.
- Kesalahan frekuensi cutoff adalah $100\text{ Hz} - 90\text{ Hz} = 10\text{ Hz}$.

Setelah melakukan percobaan ternyata hasil perhitungan dan hasil pengukuran frekuensi respon *low pass filter* tidak sama yaitu memiliki error di *frekuensi cut off* sebesar 10 Hz. Namun untuk kebutuhan sistem instrumentasi ECG untuk respon *low pass filter* ini sudah cukup. Karena filter telah dapat mereduksi sinyal dengan frekuensi tinggi diatas 100hz.

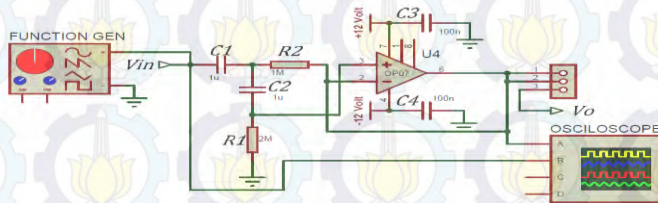


Gambar 4.4 Grafik Pengujian Rangkaian *Low Pass Filter*

4.1.2.2. High Pass Filter

Pengujian dilakukan seperti Gambar 4.5. input sinyal sinus dengan amplitudo 1 V_{peak-peak} dan frekuensi bervariasi. Yang bertujuan untuk melihat respon frekuensi dari *high pass filter*. Hasil pengujian dapat dilihat dari tabel 4.3 dan Gambar 4.6.

Keluaran dari function generator disambungkan pada input rangkaian High pas filter, dan juga disambungkan ke oscilloscope pada input dan output rangkaian.



Gambar 4.5 Cara Pengujian Rangkaian High Pass Filter

Tabel 4. 3 Pengujian Rangkaian High Pass Filter

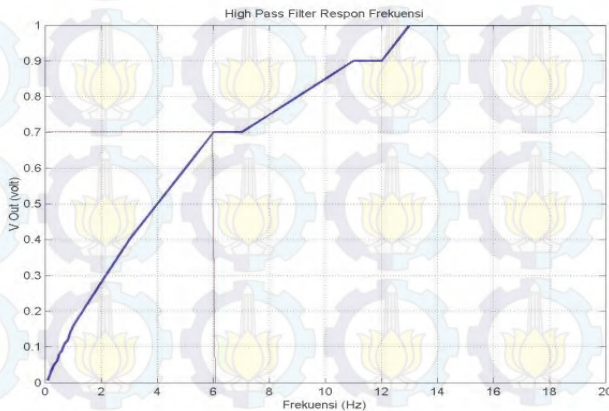
Fin (Hz)	Vp-p (Volt)	Fin (Hz)	Vp-p (Volt)
20	1	4	0.5
19	1	3	0.4
18	1	2	0.28
17	1	1,0667	0.16
16	1	0,901	0.14
15	1	0,805	0.12
14	1	0,707	0.11
13	1	0,602	0.09
12	0.9	0,501	0.08
11	0.9	0,413	0.06
10	0.85	0,317	0.05
9	0.8	0,202	0.03

8	0.75	0,103	0.01
7	0.7		
6	0.7		
5	0.6		

Filter dirancang mempunyai frekuensi *cutoff* 0.05hz, maka secara teori pada saat frekuensi input sama dengan frekuensi *cutoff* nya diharapkan penguatannya sebesar 0.707. berdasarkan pengujian yang dilakukan,

- frekuensi pada saat penguatan 0.707 adalah 6Hz.
- Penguatan maksimum pada daerah *passband* adalah 1.2kali
- Penguatan sama dengan nol kali saat frekuensi 0hz.
- Kesalahan frekuensi *cutoff* 6Hz – 0.05 Hz = 5.95Hz

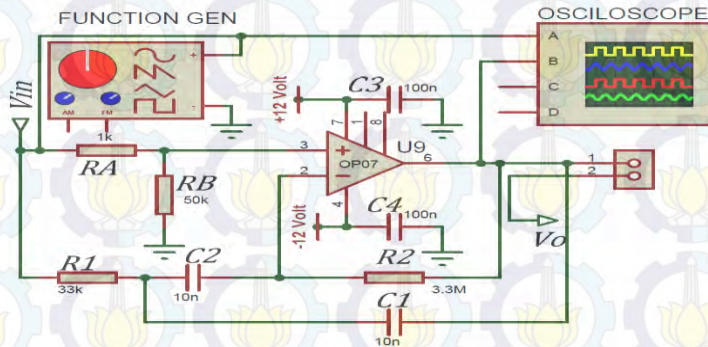
Setelah melakukan percobaan ternyata hasil perhitungan dan hasil pengukuran frekuensi respon *high pass filter* tidak sama yaitu memiliki error di *frekuensi cut off* sebesar 5.95 Hz hal ini dikarenakan dalam pengujian dengan sumber sinyal sinus dari *function generator* memiliki minimal batas frekuensi agar tegangan output *function generator* nya stabil, batas frekuensi dari function generator adalah di nilai frekuensi >10 Hz, dan apabila frekuensi di bawah 10 Hz maka tegangan output function akan turun dengan sendirinya. Namun untuk kebutuhan sistem instrumentasi ECG respon untuk *high pass filter* ini sudah cukup. Karena filter ini berfungsi mengurangi sinyal DC.



Gambar 4.6 Grafik Pengujian Rangkaian *High Pass Filter*

4.1.2.3. Band Stop Filter

Pengujian dilakukan seperti Gambar 4.7. input sinyal sinus dengan amplitudo $2 V_{peak-peak}$ dan frekuensi bervariasi. Yang bertujuan untuk melihat respon frekuensi dari *filter band stop filter*. Hasil pengujian dapat dilihat dari Tabel 4.4 dan Gambar 4.8.



Gambar 4.7 Cara Pengujian Rangkaian Band Stop Filter

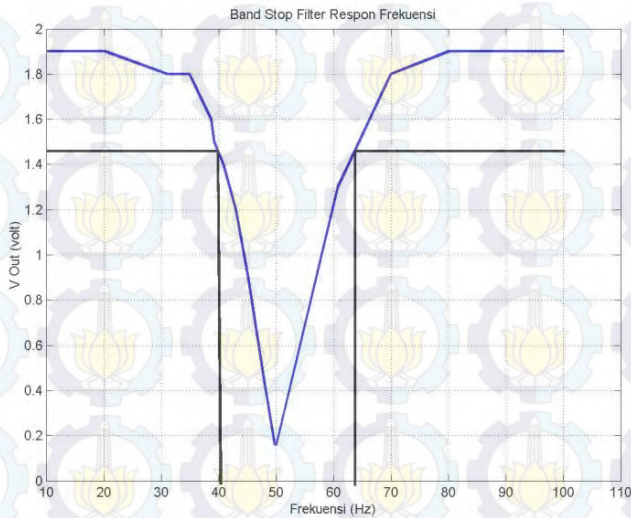
Tabel 4. 4 Pengujian Rangkaian Band Stop Filter

Fin (Hz)	Vp-p (Volt)
10,0	1,9
31,1	1,8
38,7	1,6
39,2	1,5
40,8	1,4
43,0	1,2
45,2	0,9
47,8	0,46
49,8	0,16
50,1	0,16
60,8	1,3
70,0	1,8
80,0	1,9
100,2	1,9

Berdasarkan pengujian dilihat bahwa *filter* dirancang mempunyai frekuensi resonansi 50 Hz dengan *bandwidth* 10hz. Secara teori pada saat frekuensi input sama dengan frekuensi resonansinya nya diharapkan penguatannya paling minimum. Berdasarkan pengujian didapat

- Saat frekuensi input 50 Hz didapat V_{out} sebesar 0.16V.
- *bandwidth* sebesar 22hz.
- Penguatan maksimal pada daerah *passband* adalah 1 kali.
- Kesalahan frekuensi resonansi filter 50hz-50.1hz=0.1hz .

frekuensi resonansi dari *filter* tidak tepat. Yaitu berada pada 50.1hz, Namun untuk kebutuhan sistem instrumentasi ECG respon untuk *Bandstop filter* ini sudah cukup, Karena sinyal informasi memiliki amplitudo yang lebih besar dari *noise*.



Gambar 4.8 Grafik Pengujian Rangkaian *Band Stop Filter*

4.1.2.4. Pengujian dan Analisa Rangkaian Penjumlah

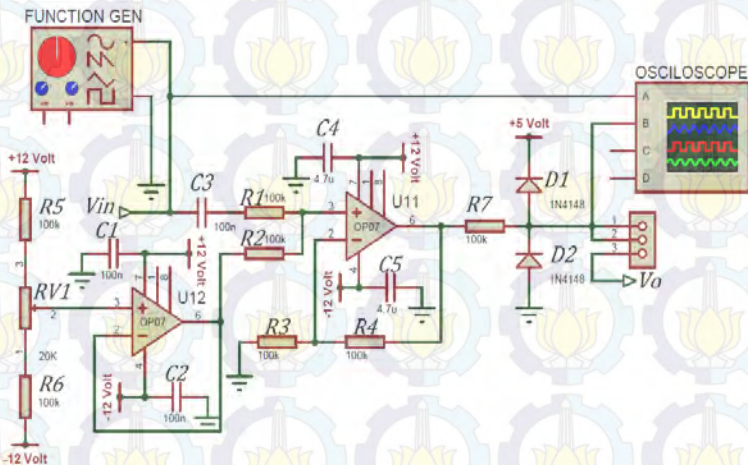
Pengujian dilakukan seperti Gambar 4.9. dengan input sinus $1V_{pp}$ dan frekuensi 100Hz. Kemudian tegangan offset diatur 1volt DC. Hasil percobaan didapat seperti pada Gambar 4.10. Dapat dilihat bahwa sinyal input bergeser ke atas dengan frekuensi dan amplitudo yang sama. Sinyal input adder adalah signal warna orange sedangkan sinyal output adder adalah signal warna biru. Rangkaian adder mempunyai penguatan 1 kali. Pergeseran sinyal adalah 2 volt. Maka dapat dikatakan rangkaian penjumlah dapat berkerja dengan baik. Secara teori dan pengujian memiliki output sama.

$$V_{in} = 1 \text{ div} \cdot 1 \text{ v} = 1 V_p - p$$

$$V_{out} = 1 \text{ div} \cdot 1 \text{ v} = 1 V_p - p$$

$$\Delta V = 2 \text{ div} \cdot 1 \text{ v} = 2 \text{ Volt}$$

$$F_{in} = F_{out} = \frac{1}{T} = \frac{1}{4 \text{ div} \cdot 2,5 \text{ ms}} = 100 \text{ Hz}$$



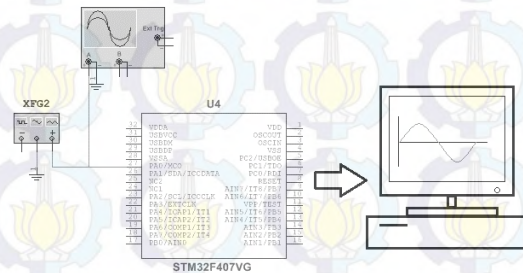
Gambar 4.9 Cara Pengujian Rangkaian Penjumlah

4.2 Pengujian dan Analisa Perangkat Lunak

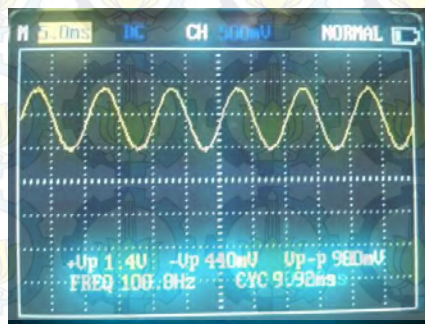
4.2.1 Pengujian dan Analisa Sampling

Pengujian dilakukan seperti Gambar 4.12, menggunakan function generator sebagai pembangkit sinyal sinus. Tegangan offset pada pembangkit sinyal di atur positif agar sinyal berada diatas offset 0 volt. Sinyal analog di sampling oleh ARM dengan frekuensi sampling 1KHz (di baca ADC setiap 1ms). kemudian untuk validasi data hasil sampling, data tersebut dikirim ke komputer dengan jalur komunikasi port serial, yang bertujuan untuk memudahkan dalam evaluasi hasil sampling. Hasil terlihat pada Gambar 4.13.

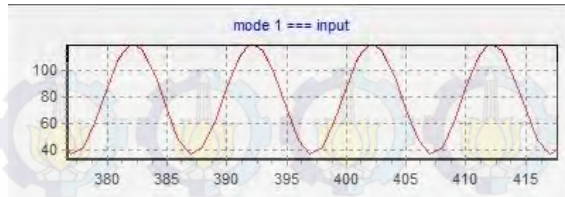
Pengujian dilakukan dengan merekam sinyal yang dihasilkan function generator dengan oscilloscope yang juga tersambung pada pin ADC, kemudian dibandingkan dengan pembacaan ADC yang sinyal direkonstruksi ulang di PC. Hasil pengujian seperti pada Gambar 4.13.



Gambar 4.10 Cara Pengujian Sampling Sinyal [17]



(a)



(b)

Gambar 4.11 Hasil Pengujian Sampling ADC (a) sinyal input di oscilloscope (b) sinyal output di computer

Gambar 4.13a adalah input sinyal sinus, yang diukur menggunakan oscilloscope dengan parameter Volt/div 500mV dan Time/div 5 mS. berdasarkan Gambar dilihat bahwa:

- puncak atas sinyal berada pada +2.8 div
- puncak bawah sinyal berada pada +0.8 div
- 1 periode sinyal nya 1 div

maka jika dihitung input sinyal sinus :

$$v_{max} = 2.8 \text{ div} \times 500 \text{ mV} = 1400 \text{ mV}$$

$$v_{min} = 0.8 \text{ div} \times 500 \text{ mV} = 400 \text{ mV}$$

$$v_{pp} = v_{max} - v_{min} = 1000 \text{ mV}$$

$$v_{center} = \frac{v_{max} + v_{min}}{2} = \frac{1800 \text{ mV}}{2} = 900 \text{ mV}$$

$$frekuensi = \frac{1}{T} = \frac{1}{2 \text{ div} \times 5 \text{ mS}} = 100 \text{ hz}$$

Gambar 4.13b merupakan hasil sampling yang kembali di rekonstruksi menjadi sebuah sinyal . Maka dihitung amplitudo dan frekuensinya.

Berdasarkan Gambar terlihat bahwa:

- Puncak atas sinyal berada pada 120
- Puncak bawah sinyal berada pada 35
- 1 periode sinyal 10 n

$$v_{pp} = v_{max} - v_{min} = 120 - 35 = 85$$

$$v_{center} = \frac{v_{max} + v_{min}}{2} = \frac{155}{2} = 77.5$$

Jika kembali dirubah menjadi tegangan:

$$v_{pp} = 85 \times \frac{v_{ref}}{2^8} = 999.94mV$$
$$f = \frac{1}{10 \times \frac{1}{f_s}} = \frac{1}{10 \times 1mS} = \frac{1}{10mS} = 100hz$$

Berdasarkan pengujian ini bisa disimpulkan bahwa sampling sinyal dapat dilakukan dengan baik, karena sinyal digital (hasil rekonstruksi) sama dengan dengan sinyal analog nya.

4.2.2 Pengujian dan Analisa Durasi Pengolahan Sinyal Digital dalam ARM

Pengujian ini dianggap perlu untuk mengetahui seberapa cepat proses pengolahan sinyal digital di ARM, yaitu mengetahui durasi yang dibutuhkan ARM untuk 1 kali event sampling sampai QRS detektornya dan mengetahui proses arm dalam menampilkan sinyal di LCD. Pengujian dilakukan dengan pendekatan konvensional, yaitu dengan menambahkan sebuah indikator pada suatu pin output ARM, pada awal dan akhir dari subrutin *interrupt Timer* ditambahkan potongan program seperti yang ditandai dengan font warna merah.

Berdasarkan potongan program dibawah, led merah akan on ketika proses sampling dan QRS detektor berlangsung pada subrutin *interrupt timer*, kemudian led merah akan off ketika proses sampling dan QRS detektor pada *interrupt Timer* selesai dikerjakan. Untuk melihat hasil pengujian dengan memasang oscilloscope pada pin led merah. Hasilnya seperti pada Gambar 4.15.

Terlihat pada Gambar 4.15 bahwa durasi yang dibutuhkan ARM untuk satu kali sampling dan pengolahannya:

- 1 periode led merah ON= 2.4 div
- Time/div = 50 uS

Sehingga,

$$Durasi = 2.4 \text{ div} \times 50 \text{ us} = 120 \text{ us}$$

Berdasarkan pengujian ini dapat disimpulkan bahwa, untuk potongan program 4.14 dieksekusi dengan durasi 120uS. Masih ada sisa waktu yang bisa digunakan untuk pengolahan sinyal lebih lanjut selama 880uS. Memungkinkan untuk ditambahkan program/algoritma lainnya untuk pengolahan sinyal digital. Terutama untuk mengekstrak nilai dari variabilitas temporal dalam analisa sinyal fisiologis jantung.

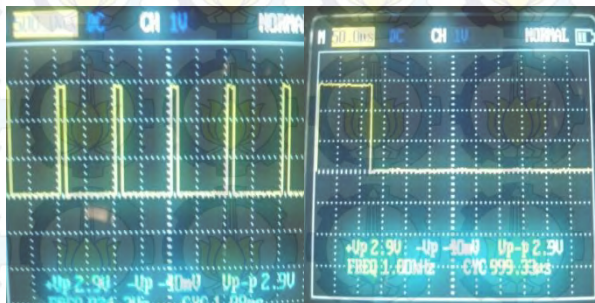
```

void SysTick_Handler(void)                                //tiap 1ms
{
    GPIO_ToggleBits(GPIOG,GPIO_Pin_13);
    sinyal1=read_adc(11); //sampling
    x1[2]=x1[1];
    x1[1]=x1[0];
    x1[0]=sinyal1;                                         //sampling
    x2[2]=x2[1];
    x2[1]=x2[0];
    x2[0]=x1[0]-x1[2]+(2*cos(teta)*r*x2[1])-(r*r*x2[2]);
    //bandpass filter
    for(lp=0;lp<M;lp++){x3[M-lp]=x3[M-1-lp];}
    //shift x3
    x3[0]=x2[0]*x2[0];
    //squaring
    for(lp=0;lp<M;lp++){x5[M-lp]=x5[M-1-lp];}
    //shift x5
    for(k=0;k<M;k++){x5[0]=x5[0]+x3[k];}
    //moving window
    x5[0]=x5[0]/M;
    if (x5[0]>threshold)
    {
        buzzer_on;
        if(last_x5==0){HR=60000/RR; RR=0;}// QRS
        else{RR++;}
        last_x5=1;
    }
    else
    {
        buzzer_off;
        RR++; last_x5=0;
    }
    USART_SendData(USART1,x1[0]);

    if ( cnt>10 ) // mengGambar tiap 10 ms
    {
        //program menampilkan grafik di LCD
    }
    cnt++;
    GPIO_ToggleBits(GPIOG,GPIO_Pin_13);
}

```

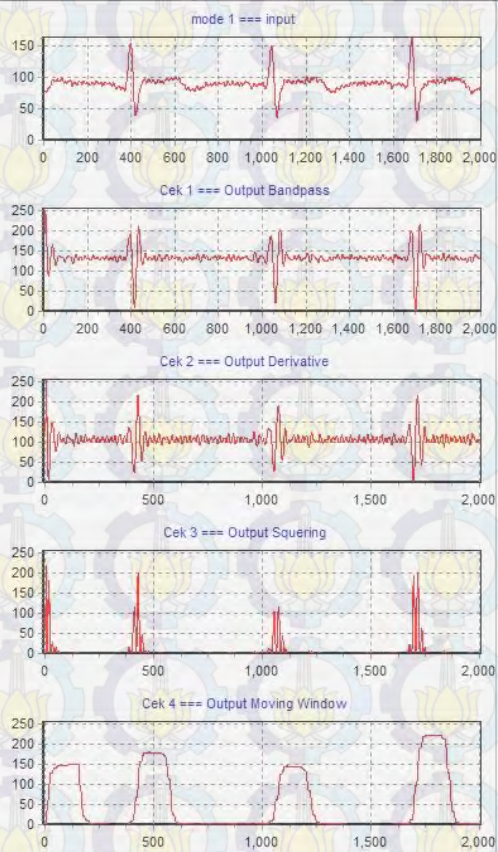
Gambar 4.12 Program pada interrupt timer



Gambar 4.13 Pulsa pada led ARM

4.2.3 Pengujian Algoritma QRS Detector

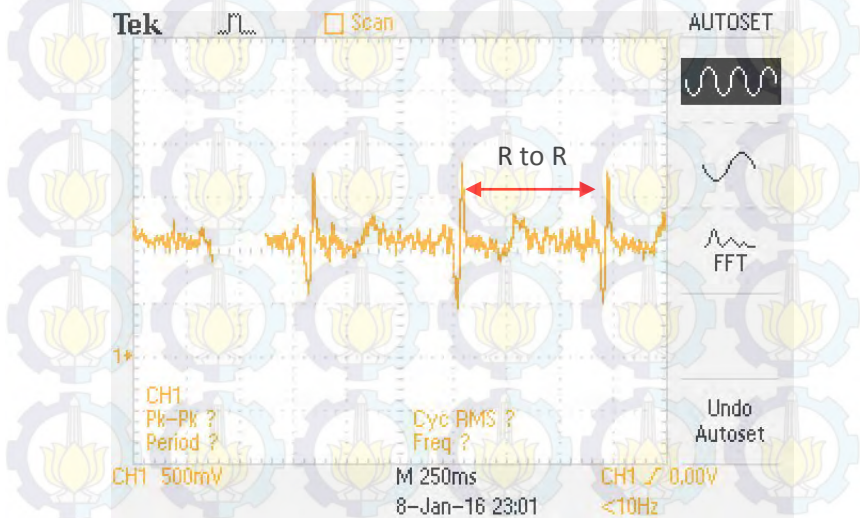
Pengujian ini dilakukan untuk memastikan algoritma QRS detektor yang telah di program di ARM telah bekerja sesuai dengan rancangan. Cara pengujian hampir sama dengan Gambar 3.1. pengujian dilakukan dengan merekam aktivitas jantung dan mendeteksi sinyal QRS selama 2 detik, Kemudian output dari setiap proses QRS detector di ARM dikirim melalui Port serial ke PC untuk direkonstruksi ulang bentuk sinyal dari masing-masing proses QRS detector. Seperti pada Gambar 4.16.



Gambar 4.14 Hasil Pengujian Algoritma QRS detector

Hasil pengujian dari algoritma QRS detektor yang telah ditampilkan di komputer dapat dilihat pada Gambar 4.16. Terlihat dari masing-masing prosesnya telah memiliki output yang sesuai dengan fungsi dari tiap proses sinyal.

Kemudian juga dilakukan pengujian sistem untuk melihat ketepatan dari algoritma QRS detektor dalam ARM, pada saat pengujian dilakukan dengan melihat tampilan nilai *Heart rate* yang ditampilkan pada LCD oleh ARM. Pada saat nilai *heart rate* = 92 BPM yang tampil di LCD, kemudian pada saat itu juga output dari adder di lihat menggunakan oscilloscope untuk membandingkan perhitungan *heart rate* di ARM dengan perhitungan signal langsung dari oscilloscope.



Gambar 4.15 Capture Sinyal ECG pada saat heart rate 92 BPM

Dengan melihat jarak antar gelombang R pada sinyal analog ECG seperti terlihat pada Gambar 4.17 dapat dihitung nilai dari *Heart Rate*,

- Jarak R-R = 2.6 Div
- Time/div = 250 mS

$$RR\ Interval = 2.6\ div \times 250\ ms = 650\ ms$$

$$\text{Heart Rate} = \frac{60000 \text{ ms}}{\text{RRInterval}} = \frac{60000 \text{ ms}}{650 \text{ ms}} = 92.31 \text{ BPM}$$

Error pembacaan *Heart Rate* adalah $92.31 \text{ BPM} - 92 \text{ BPM} = 0.31 \text{ BPM}$

4.3. Pengujian Algoritma *Heart Training Zone*

Pengujian ini dilakukan bertujuan untuk mengetahui tingkat keberhasilan dan konsistensi instrumentasi dan algoritma yang digunakan untuk mengatur kecepatan dan kemiringan pada *treadmill*. Pengujian dilakukan dengan subyek dengan total sebanyak 15 orang yang terdiri dari 9 orang dengan jenis kelamin wanita dan 6 orang dengan jenis kelamin laki-laki. Dengan subyek melakukan sesi olahraga pada *treadmill* yang telah dipasang rangkaian kontrol. Subyek yang diambil datanya berusia 18-25 tahun, bukan atlet, dan memilih intensitas olahraga level *beginner*.

Pada pengujiannya subyek menggunakan elektroda sekali pakai (*disposable*) sebanyak 3 buah yang dipasangkan dengan konfigurasi sebagaimana pada Gambar 4.19. Elektroda jenis ini dipilih karena dianggap paling nyaman untuk dikenakan oleh subyek, dan juga kuat melekat pada kulit tubuh sehingga tidak mudah berpindah tempat. Penggunaan elektroda jepit tidak dimungkinkan karena pemasangannya ada pada pergelangan tangan kanan dan kiri serta kaki kiri. Apabila dipasangkan akan ada resiko subyek tersandung kabel saat melakukan sesi olahraga. Elektroda *suction* memang menghasilkan sinyal ECG yang lebih bersih, hanya saja pemasangannya yang membutuhkan gel serta terasa menyakitkan bagi subyek membuat tidak dipilihnya elektroda jenis ini.



Gambar 4.16 Foto subyek sedang melakukan sesi olahraga

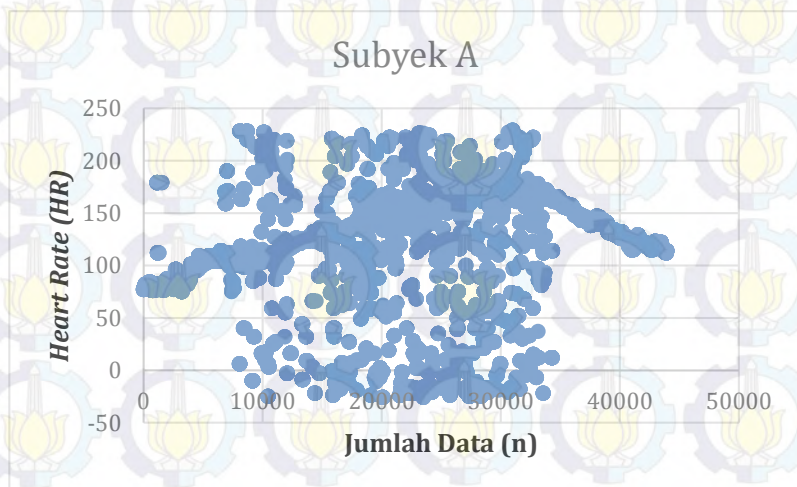
Tata urutan pengukuran untuk subyek seperti berikut:

1. Subjek ditanyai apakah sudah makan atau belum, apabila sudah makan, maka ditanyai kembali kapan subjek terakhir makan. Apabila subjek baru saja makan maka pengujian harus ditunda sampai kurang lebih 1 jam kemudian. Namun apabila subjek belum makan sama sekali, juga disarankan untuk makan terlebih dahulu.
2. Subjek ditanyai apakah sudah terbiasa menggunakan treadmill atau belum. Apabila belum terbiasa bisa diberi peringatan bahwa setelah sesi olahraga selesai, sangat wajar apabila kepala subyek terasa pusing setelah pelatihan.
3. Subjek dipasangkan elektroda, dan di cek apakah sinyal jantungnya sudah terbaca atau belum di STM32F429.

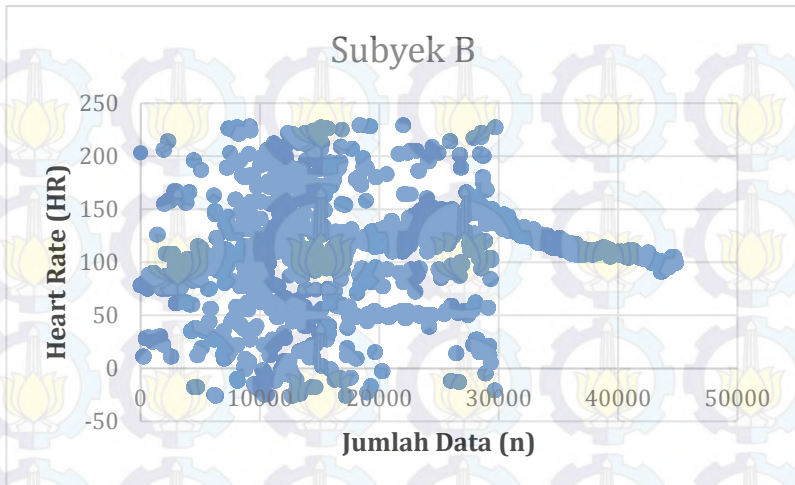
4. Data sinyal ECG dikirimkan ke laptop untuk dilakukan perekaman bentuk sinyal ECG dari subyek.
5. STM32F407 dinyalakan, diikuti dengan treadmill.
6. Subjek menjawab pertanyaan yang tertera pada *LCD character 20x4* dengan menekan nomor yang ada pada *membrane keypad matrix 3x4*.
7. Proses pemanasan dimulai, lalu berlanjut ke proses selanjutnya.

Berikut ditampilkan grafik yang menggambarkan nilai *heart rate* pada subyek saat sesi olahraga dilaksanakan. Analisa akan dilakukan berdasarkan algoritma *heart rate training zone* dimana *karvonen formula* menjadi penentu batas atas dan batas bawah dari *heart rate*.

Subyek A dapat menyelesaikan serangkaian sesi olahraga yang disediakan. Berdasarkan *karvonen formula*, subyek A memiliki nilai *minimum heart rate* senilai 120bpm dan *maximal heart rate* senilai 150bpm. Subyek A merupakan seorang laki-laki berusia 22 tahun, bukan seorang atlet dan memilih intensitas *beginner*. Jika mengacu pada bentuk grafik dibawah, wajar apabila subyek A dapat menyelesaikan sesi olahraga. Dapat dikatakan demikian karena HR naik secara perlahan dan baru melewati *HRmax* ketika akan melakukan pendinginan. Sehingga terlewatnya *HRmax* tidak berlangsung lama.



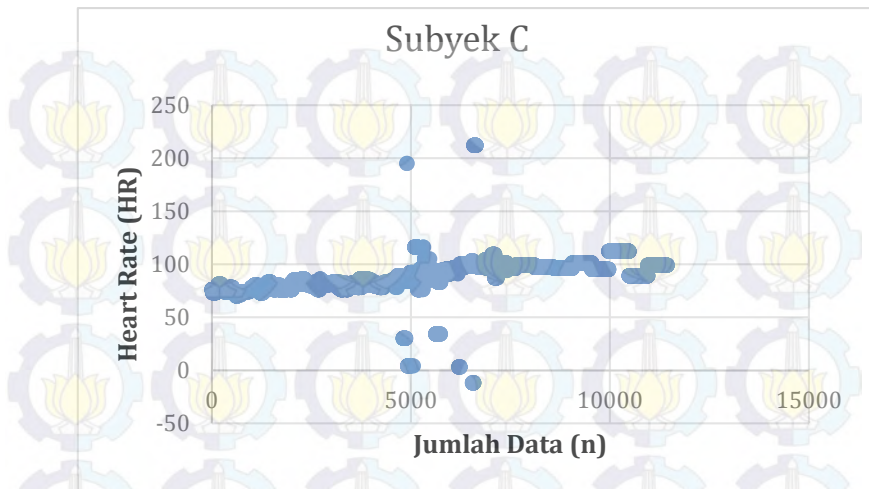
Gambar 4.17 Grafik Heart Rate dengan subyek A



Gambar 4.18 Grafik Heart Rate dengan subyek B

Subyek B merupakan seorang wanita berumur 22 tahun. Berdasarkan jawaban yang dari pertanyaan di awal, subyek B memiliki HR_{min} 122bpm dan HR_{max} 153bpm. Pada saat pengambilan data, subyek B mengakhiri sesi olahraga sebelum waktunya, tepatnya setelah 7 menit 27 detik olahraga dilakukan. Pada saat itu kecepatan treadmill telah mencapai 7.4km/h dan inklinasi sebesar 0.5. *heart rate* tertinggi dari subyek ada pada nilai 158. Jika mengacu pada *heart rate training zone* maka wajar saja apabila subyek merasa kelelahan, karena memang pada dasarnya nilai *heart rate* subyek telah melawati kapasitasnya.

Subyek C merupakan seorang laki-laki berusia 22 tahun. Berdasarkan *karvonen formula* maka subyek C memiliki nilai HR_{min} dan HR_{max} yang sama dengan subyek A. Akan tetapi, ketika subyek C diambil datanya, terjadi kesaalahan teknis yang diakibatkan terlepasnya kabel ke mikrokontroler yang disebabkan gerakan subyek yang cukup ekstrim saat berlari. Oleh karena itu grafik yang ditampilkan merupakan bagian pemanasan dari subyek C.



Gambar 4.19 Grafik Heart Rate dengan subyek C

Setelah dilakukan pengujian keseluruhan alat kepada subyek menggunakan dua jenis electrode yaitu electrode jenis bubble dan electrode jenis disposable dapat terlihat bahwa algoritma yang digunakan sudah cukup baik namun ketika menggunakan electrode bubble yang secara fisik tidak menempel secara keseluruhan pada kulit mengakibatkan terjadi kesalahan deteksi serta adanya noise yang disebabkan karena getaran yang ditimbulkan oleh electrode bubble ketika subyek berlari dengan kecepatan yang tinggi. Di sisi lain dengan menggunakan electrode jenis disposable hasil pengukuran pada subyek terlihat sangat baik karena kesalahan pendeteksian hampir tidak ada sama sekali karena electrode jenis ini secara fisik menempel erat kepada kulit sehingga tidak menimbulkan banyak getaran. Berdasarkan hasil pengukuran dari semua subyek dengan menggunakan dua jenis electrode tersebut juga dapat terlihat bahwa posisi peletakan electrode juga sangat berpengaruh untuk hasil pengukuran ECG maupun heart rate. Sisa subyek yang datanya belum dimasukkan pada bab ini, telah dimasukkan bentuk sinyal ECGnya pada bab lampiran.

BAB 5

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil simulasi dan percobaan yang dilakukan, didapatkan kesimpulan sebagai berikut:

1. Algoritma *Heart Training Zone* cukup membantu untuk menentukan beban olahraga.
2. Hanya Ketika menggunakan algoritma *Heart Training Zone*, kenaikan dan penurunan *heart rate* pada fase pemanasan dan pendinginan cenderung lebih stabil.
3. Tidak semua orang cocok dengan teori *Karvonen Formula*.
4. Pada saat pemanasan dibutuhkan adanya penambahan beban olahraga, jika tidak proses pemanasan akan berlangsung cukup lama.
5. Kemampuan berlari seseorang akan bertahan lebih lama ketika kecepatan *treadmill* stagnan di titik tertentu disbanding terus menerus dinaikkan.
6. Kelelahan saat berolahraga dengan *treadmill* tidak selalu disebabkan oleh jantung yang berdebar, ada kelelahan lain seperti pada otot ataupun pada psikis.

5.2 Saran

Adapun saran untuk penelitian dan pengembangan selanjutnya yang berkaitan dengan Tugas Akhir ini, yaitu:

1. Pada penelitian lanjutannya agar ditambah parameter tambahan selain pembagian intensitas olahraga dan data *heart rate*. Ini disebabkan seperti pada poin 3 di sub-bab sebelumnya.
2. Untuk penentuan *HR_{min}* dan *HR_{max}*, ada baiknya juga melibatkan faktor berat badan dan tinggi dari subyek (ditambahkan teori lain selain *Karvonen Formula*).
3. Agar ECG *wireless* dibuat lebih kokoh, ini diperlukan agar subyek nyaman mengenaikannya saat berlari atau melakukan olahraga lainnya.

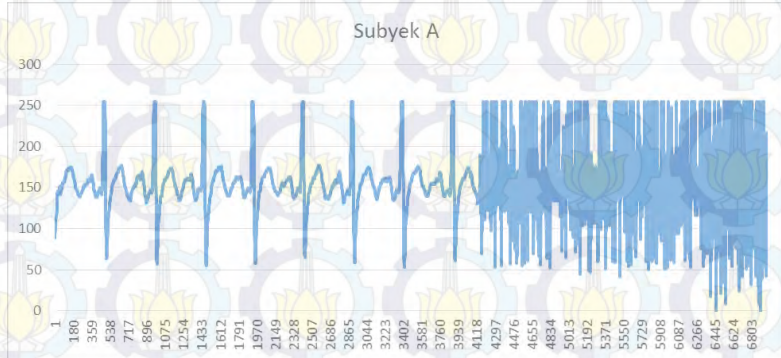
KESIMPULAN

Berdasarkan hasil simulasi dan percobaan yang dilakukan, didapatkan kesimpulan sebagai berikut:

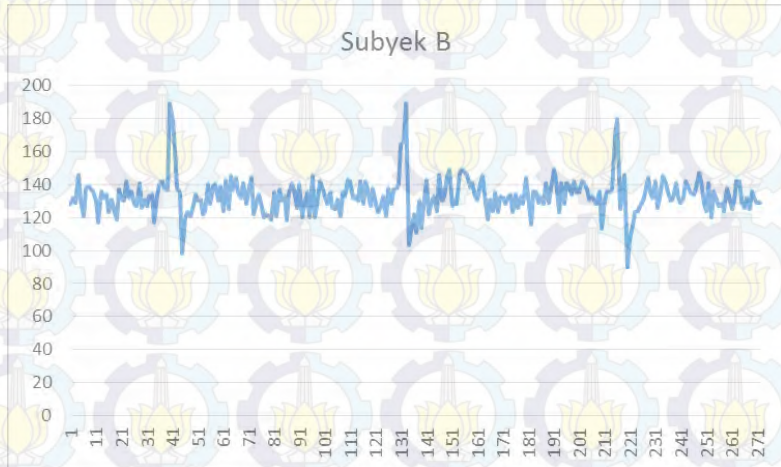
1. Algoritma *Heart Training Zone* terbukti membantu untuk menentukan beban olahraga.
2. Hanya Ketika menggunakan algoritma *Heart Training Zone*, kenaikan dan penurunan *heart rate* pada fase pemanasan dan pendinginan cenderung lebih stabil.
3. Tidak semua orang cocok dengan teori *Karvonen Formula*.
4. Pada saat pemanasan dibutuhkan adanya penambahan beban olahraga, jika tidak proses pemanasan akan berlangsung cukup lama.
5. Kemampuan berlari seseorang akan bertahan lebih lama ketika kecepatan *treadmill* stagnan di titik tertentu disbanding terus menerus dinaikkan.
6. Kelelahan saat berolahraga dengan *treadmill* tidak selalu disebabkan oleh jantung yang berdebar, ada kelelahan lain seperti pada otot ataupun pada psikis.

LAMPIRAN

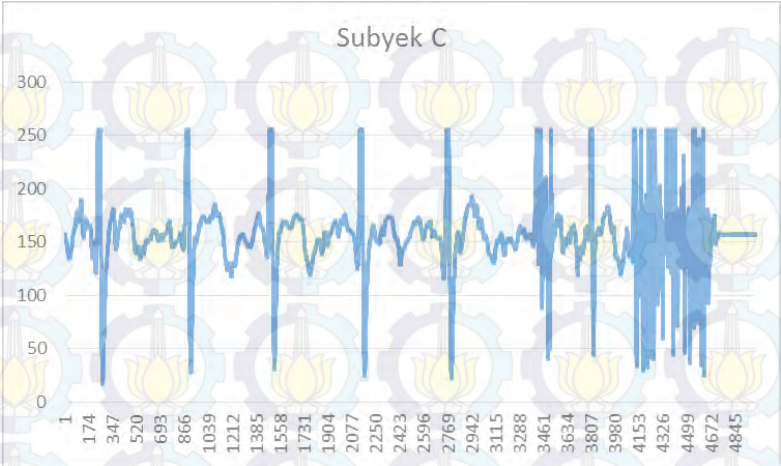
ECG subyek A:



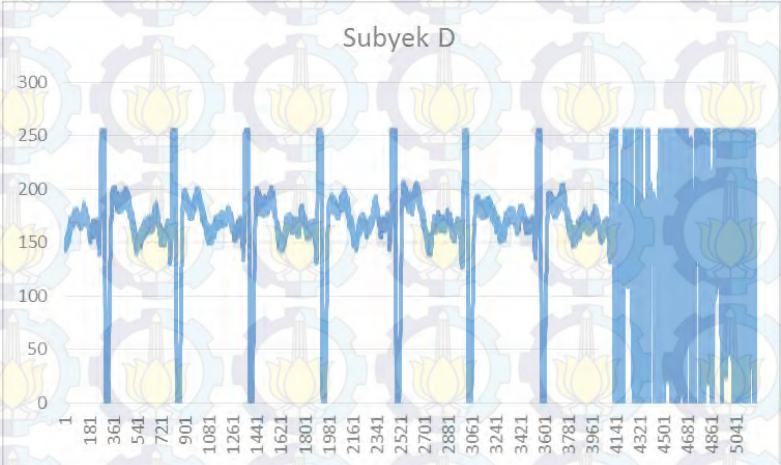
ECG subyek B:



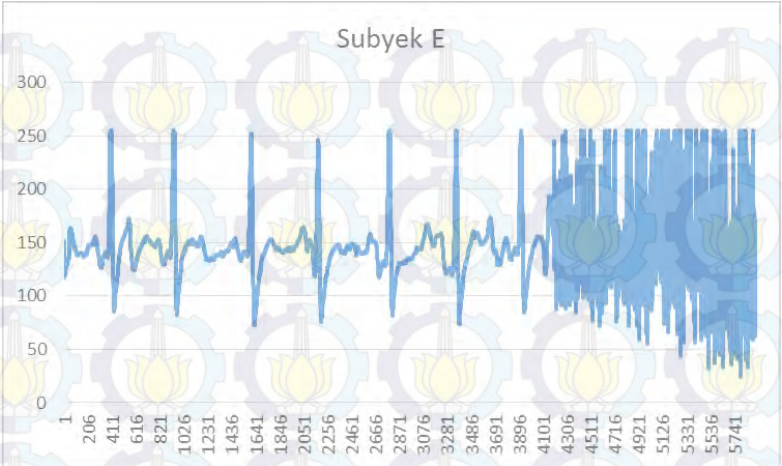
ECG subyek C:



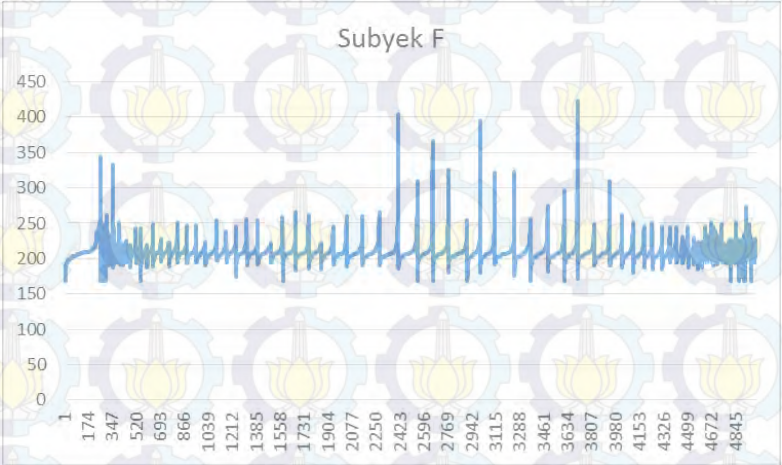
ECG subyek Subyek D:



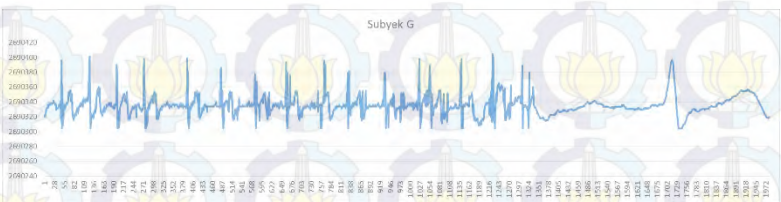
ECG subyek E:



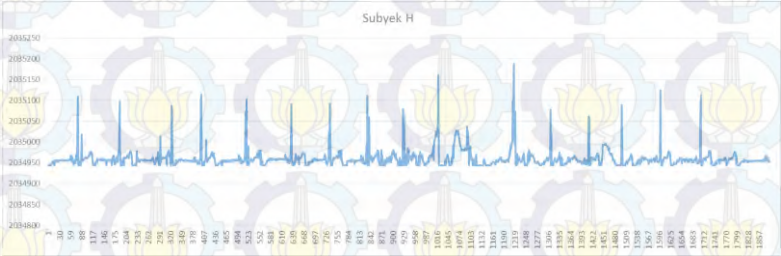
ECG subyek F:



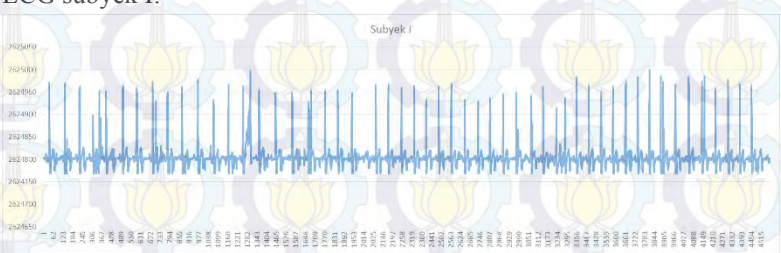
ECG subyek G:



ECG subyek H:

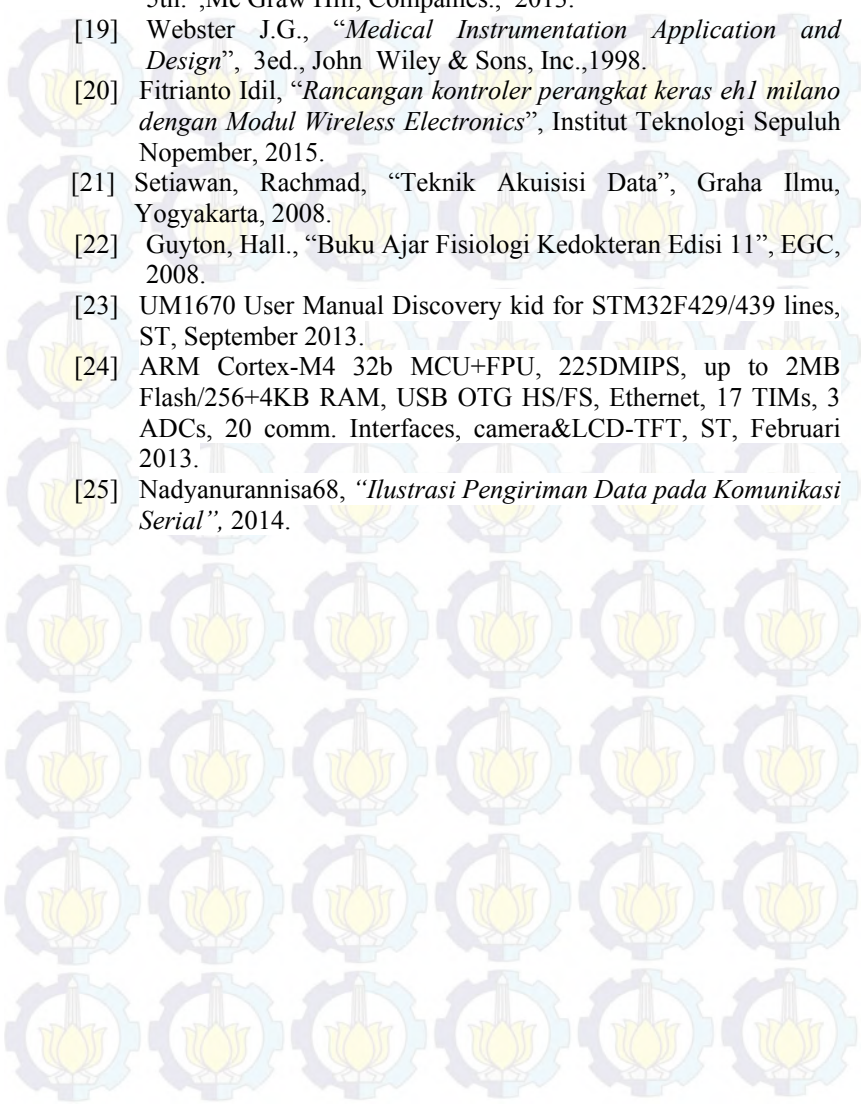


ECG subyek I:



DAFTAR PUSTAKA

- [1] Ibrahim Somanathan L., Khalil I., *Fitness Monitoring System Based on Heart Rate and SpO2 Level.*, IEEE., 2010.
- [2] Vinda Setya Kartika. 2015. *Sistem Monitoring Heart Rate untuk Latihan Treadmill Berbasis Mikrokontroler Arm dengan Antarmuka Nirkabel* (Tugas Akhir). Surabaya: Institut Teknologi Sepuluh November.
- [3] Martini, Frederic H., Nath, Judi L., 2012. *Fundamentals of Anatomy & Physiology Ninth Edition*. San Francisco: Pearson Education.
- [4] Charles K., Matthew N., “*Fundamental of Electric Circuits*, 5th.”, Mc Graw Hill, Companies., 2013.
- [5] Modul *Biomedical Signal Amplifier* mod EB-B1/EV, Eletttronica Veneta, hal 45.
- [6] Pujiono, “Rangkaian Elektronika Analog”, Graha Ilmu, Yogyakarta, 2006.
- [7] HC-03/05 Embedded Bluetooth Serial Communication Module, AT command set, April 2011
- [8] AD620 datasheet, Analog Device, 2010.
- [9] Reference manual STM32F4, STMicroelectronics, 2012.
- [10] Hanif Messa, “Rancang Bangun Sistem Instrumentasi dan Pengolahan Digital Sinyal ECG untuk Analisa Variabilitas Parameter Temporal Berbasis Mikrokontroler ARM”, Institut Teknologi Sepuluh November, 2015.
- [11] LCD Character 20x4 datasheet, Systronix, 2000.
- [12] IC PC817 datasheet, SHARP, 2003.
- [13] Ahlstrom, M. L. and Tompkins, W. J. 1985. *Digital filters for real-time ECG signal processing using microprocessors*. IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-32: 708–13.
- [14] Valencia J, Vallverdu M. *Complexity of the Short-Term Heart Rate Variability*. Magazine of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (IEEE-EMBS). 2009, December.
- [15] Scanlon, Sanders, “*Essentials of Anatomy and Physiology*”, F. A. Davis Company, Philadelphia, 2007.
- [16] J.Tompkins, Willis, “*Biomedical Digital Signal Processing*”, Prentice Hall, New Jersey, 1995.
- [17] Pan J, Tompkins W. *A real-time QRS detection algorithm*. IEEE Trans Biomed Eng. 1985; 32: 230-236.

- 
- [18] Charles K., Matthew N., “*Fundamental of Electric Circuits, 5th.*”, Mc Graw Hill, Companies., 2013.
- [19] Webster J.G., “*Medical Instrumentation Application and Design*”, 3ed., John Wiley & Sons, Inc., 1998.
- [20] Fitrianto Idil, “*Rancangan kontroler perangkat keras eh1 milano dengan Modul Wireless Electronics*”, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, 2015.
- [21] Setiawan, Rachmad, “*Teknik Akuisisi Data*”, Graha Ilmu, Yogyakarta, 2008.
- [22] Guyton, Hall., “*Buku Ajar Fisiologi Kedokteran Edisi 11*”, EGC, 2008.
- [23] UM1670 User Manual Discovery kit for STM32F429/439 lines, ST, September 2013.
- [24] ARM Cortex-M4 32b MCU+FPU, 225DMIPS, up to 2MB Flash/256+4KB RAM, USB OTG HS/FS, Ethernet, 17 TIMs, 3 ADCs, 20 comm. Interfaces, camera&LCD-TFT, ST, Februari 2013.
- [25] Nadyanurannisa68, “*Ilustrasi Pengiriman Data pada Komunikasi Serial*”, 2014.

BIODATA PENULIS



Penulis dilahirkan di Jakarta, 16 Desember 1993. Putri terakhir dari 4 bersaudara. Penulis menghabiskan masa kanak-kanaknya di kota Jakarta. Begitu pula dengan pendidikannya dari TK sampai dengan SMA ditempuh di Jakarta Penulis merupakan anggota dan asisten dari laboratorium elektronika di Jurusan Teknik Elektro ITS, terdaftar sebagai asisten laboratorium elektronika dasar dan anggota dari laboratorium teknik biomedika selama penulis menempuh masa studi S1 di kampus ITS Surabaya. Penulis telah menempuh pendidikan di SMA Islam Al-Azhar Kelapa Gading Jakarta Utara, begitu pula dengan SMP-nya. Penulis menyelesaikan pendidikan SD di SD Islam Al-Azhar Sentra Primer Jakarta Timur.

Email : mufiemuf@gmail.com